Die Spaltkeratometrie

INAUGURALDISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde der

HOHEN MEDIZINISCHEN FAKULTÄT

DER UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

vorgelegt von

Peter Ballerstedt

Saarbrücken

1973

Aus der Augenklinik der Universität des Saarlandes
Direktor: Professor Dr. med. H. J. Schlegel

Die Spaltkeratometrie

INAUGURALDISSERTATION
zur Erlangung der Doktorwürde
der
HOHEN MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT DES SAARLANDES
1972

vorgelegt von
Peter Ballerstedt
geb. am 4. August 1935 in Neustrelitz

Dekan: Professor Dr. med. H. Kulenkampff
Referent: Professor Dr. med. H. J. Schlegel

Die mündliche Promotionsprüfung
wurde am 8. Juni 1973 abgelegt.

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Inhaltsübersicht

Seite

Abkürzungen

I. Einleitung 1

II. Bisherige Meßprinzipien 2

Direkte Spiegelbildbeobachtung 7
Photographische Spiegelbilddarstellung 19
Abtastverfahren 24

III. Das neue Prinzip der Hornhautvermessung: Die Spaltkeratometrie 27

a.) Grundzüge des Meßprinzips 27

b.) Diskussion des Meßprinzips 34
Gerade und Kreis
Ebene und Würfel
Ebene und Zylinder
Ebene und Kugel
Vergleich Kugel - Augapfel

c.) Die Meßapparatur 44

1. Aufbau der Spaltlampe 46
2. Die photographische Ausrüstung 48
3. Telezentrische Strahlenauswahl 48
4. Stellung von Spaltlampe und Kamera 50
5. Die Fixiereinrichtung 52
6. Die Spaltbilder auf der Hornhaut 54
7. Hilfen zum Aufsuchen der geeigneten Meßposition 56
8. Die Markierung der Bezugsgeraden 59

d.) Das Photographieren des Patientenauges 62

e.) Die Auswertung des Filmes 63

f.) Fehlerdiskussion 66
1. Vorbemerkung 66
2. Die Spaltlampe 66
3. Einstellen auf das Auge 69
4. Fehlermöglichkeiten bei der Auswertung 75
5. Mögliche fehlerhafte oder falsche Voraussetzungen bzw. rechnerische Vereinfachungen 79

IV. Eigene Messungen 86

V. Diskussion der eigenen Messungen 102

a. Anzahl der Meßpunkte 102
b. Ausgewertete Meßpunkte 102
c. Schmiegen an die vergrößerte Profilkurve 103
d. Ergebnisse: Der Limbus 104
Die Hornhautkrümmungen 107
Die Krümmungsmittelpunkte 120
e. Hornhautastigmatismus 121
f. Wellenbildung des Tränenfilmes, Fixieren des Bulbus 121
g. Künftige Aufgaben 122

VI. Zusammenfassung 123

VII. Literaturverzeichnis 127

VIII. Danksagung

IX. Lebenslauf

In der Arbeit verwendete Abkürzungen

r_x	Gesuchter Krümmungsradius der Hornhautvorderfläche (in mm)
S	Scheitelpunkt einer Krümmungsfläche (oder -linie). Hier ist meist der Hornhautscheitel gemeint.
P	Beliebiger Punkt mit den Koordinaten s_p , t_p , z_p
M	Mittelpunkt einer Rotationsfigur (Kreis, Kugel)
α	Winkel zwischen Kamera-Achse und Spaltlampen-Lichtebene. Hier auf 30° fixiert.
T_oT_o	Bezugsgerade vor der Hornhaut, die parallel zur Tangente T in S verläuft.
F	Brennpunkt
RA	Rechtes Auge
LA	Linkes Auge
Meridian	wird durch einen vertikalen Großkreis auf einer Kugeloberfläche markiert, also ein Kreis, dessen Mittelpunkt mit dem der Kugel zusammenfällt und dessen Radius gleich dem der Kugel ist.
K	Kamera
Pr	Spaltlampe

I. Einleitung

Seit rund hundert Jahren versucht man, die Gestalt der Hornhautvorderfläche am lebenden Menschen frei von Deformierung oder Beschädigung zu messen. Auch fehlt es nicht an Versuchen, einen gewissen Standart zu finden, etwa eine 'Normalcornea', die als Oberfläche eines Rotationsparaboloids oder - ellipsoids mathematisch exakt beschreibbar wäre. Diese Versuche sind als fehlgeschlagen zu betrachten. Man weiß heute, daß das menschliche Hornhautgewölbe kein rotationssymmetrischer Körper ist.

In den letzten zwei Jahrzehnten führten kommerzielle Forderungen, die sich vornehmlich bei der Haftschalenanpassung ergaben, zu einer gesteigerten Nachfrage nach suffizienten Meßverfahren.

Das ist verständlich. Denn sobald man von dem Wunsch ausgeht, die Rückfläche einer Kontaktlinse geometrisch paßgerecht auszubilden, so gilt es als Voraussetzung, die Wölbungscharakteristik der zu versorgenden Hornhaut überhaupt zu kennen. Besondere Schwierigkeiten betreffen hierbei die perizentralen und peripheren Zonen der Hornhaut.

Alle bisher angegebenen und praktizierten Meßverfahren müssen sich aber Einwände gefallen lassen, die ihre Zuverlässigkeit einschränken und zur Vorsicht mahnen. Die Vielzahl der in der Literatur anzutreffenden Vorschläge zur Verbesserung bereits gebauter Apparate unterstreicht die Unsicherheit und das Bedürfnis, einem existenten Mangel abzuhelfen.

Im folgenden wird eine Methode zur Vermessung der gesamten Hornhautvorderfläche vorgestellt, die bei hinreichender Genauigkeit eine schnelle Handhabung gestattet und die beliebig oft wiederholbar ist.

Die Absicht des 'Spaltkeratometrie' genannten Verfahrens geht dahin, durch die Cornea in jedem gewünschten Meridian einen 'Lichtschnitt' legen zu können und diesen in seitlicher Ansicht, das heißt: im Profil, proportionsgerecht (auf graduiertem Papier) abzubilden. Hier erfolgt dann die eigentliche Messung durch schmiegende Kreisbögen einer Schablone. Deren zugehörige Radien beschreiben das vorliegende Profil in kleinen Abschnitten näherungsweise und dienen so der Bestimmung der Hornhautvorderfläche (oder auch der Rückfläche einer Haftschale).

II. Bisherige Meßprinzipien

Das älteste und auch heute noch dominierende Prinzip der keratometrischen Methoden, die sogenannte 'klassische Ophthalmometrie' besteht darin, den Krümmungsradius r_x der Hornhautvorderfläche zu messen mit Hilfe der Größenverhältnisse zwischen Objekten, ihren Spiegelbildern an der Hornhaut und deren Abständen zum Brennpunkt F (der als konvexer Spiegel wirkenden Cornea). Bei der Spiegelung eines Gegenstandes an einem konvexen Spiegel (Abbildung 1) steht dessen virtuelles Bild aufrecht hinter dem Spiegel und ist verkleinert. Es verhält sich die Größe G eines fernen Objektes zu seiner Entfernung a (zum Brennpunkt F) wie seine Bildgröße B zum

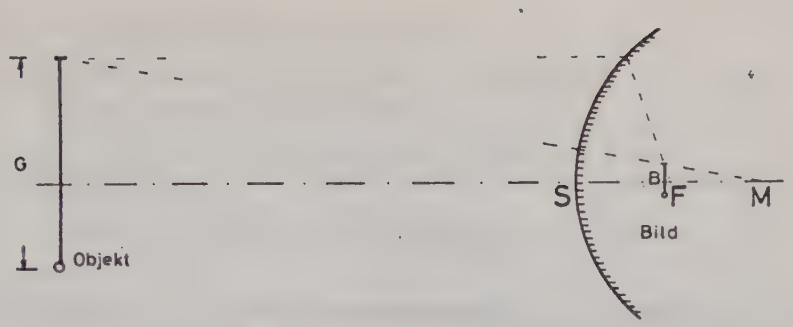


Abb. 1

halben Krümmungsmesser MF (= $r_{x/2}$):

$$\frac{G}{a} = \frac{B}{MF} = \frac{B}{r_{x/2}}$$

Für die Ophthalmometermessung benutzt man dieses Prinzip, indem man zwei Marken in bestimmter Entfernung dem Auge anbietet und an dessen Hornhaut spiegelt. Alle Abmessungen dieser Spiegelbilder werden sich entsprechend dem Krümmungsradius der Cornea verkürzen. Man mißt den Abstand der Spiegelbilder. Er ist ein Maß für den Krümmungsradius der Hornhaut und damit auch für deren katoptische Brechkraft D ($=\frac{2}{r_x}$). Man bestimmt nun entweder den linearen Abstand der beiden Markenbildchen-Mitten 2 h' (Ophthalmometer vom HELMHOLTZ - Typ,Abb. 2) oder den Winkel ε, unter dem sie beobachtet werden (Ophthalmometer vom JAVAL - Typ, Abb. 3).

HELMHOLTZ (nach LITTMANN) benutzt ein auf kurze Distanz eingestelltes Heliometer, das heißt ein Fernrohr, das sonst zum Messen kleiner Winkel am Himmel dient. Er stellt zwei Marken M_1 und M_2 in der fixen Entfernung von ℓ = 5 m hinter dem Gerät

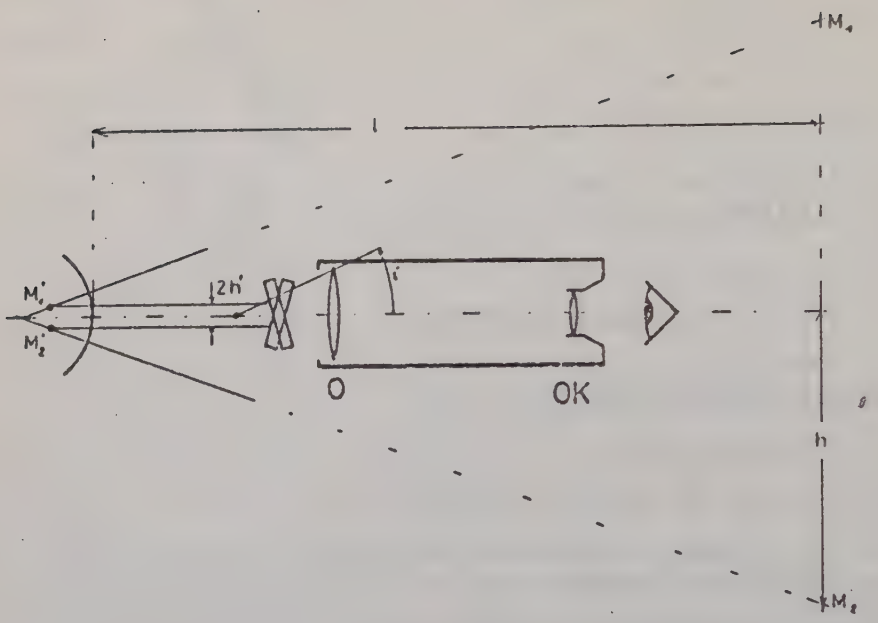


Abb. 2: Optisches Prinzip des Ophthalmometers von HELMHOLTZ

auf (Abb. 2). Die von der Hornhaut erzeugten Spiegelbilder M'_1 und M'_2 haben voneinander den Abstand 2 h'. Sie werden durch das auf 'nah' eingestellte Fernrohr O - OK (Objektiv - Okular) beobachtet, während sie durch zwei planparallele gegenläufig schwenkbare Glasplatten für den Betrachter zur Deckung gelangen. Es bedingt somit der Krümmungsradius der Hornhaut den Abstand 2 h', den die Glasplatten durch Schwenkung in den Winkel i umwandeln. Auf einer Skala wird i direkt als Krümmungsradius in Millimetern oder als Brechkraft in Dioptrien abgelesen. Entscheidend ist hier die Messung des tatsächlichen linearen

Abstandes der Hornhautbilder, unabhängig von

a.) der Entfernung zu den festen Marken M_1 und M_2 (erste Forderung von HELMHOLTZ),

b.) der Entfernung zum Gerät (zweite Forderung von HELMHOLTZ) und

c.) Fokussier- oder Akkommodationsfehlern des Untersuchers.

Die Brechkraft D ergibt sich dann aus der Formel (LITTMANN)

$$D = \frac{166}{l \cdot h'} \quad (h' - h)$$

D ist also ausschließlich abhängig von h'.

Bei dem Prinzip von JAVAL (zitiert nach LITTMANN) befinden sich die Marken M_1 und M_2 dicht vor dem Auge auf einem kreisförmigen Arm, in dessen Mittelpunkt das Probantenauge steht (Abb. 3). Die Hornhaut erzeugt die beiden Spie-

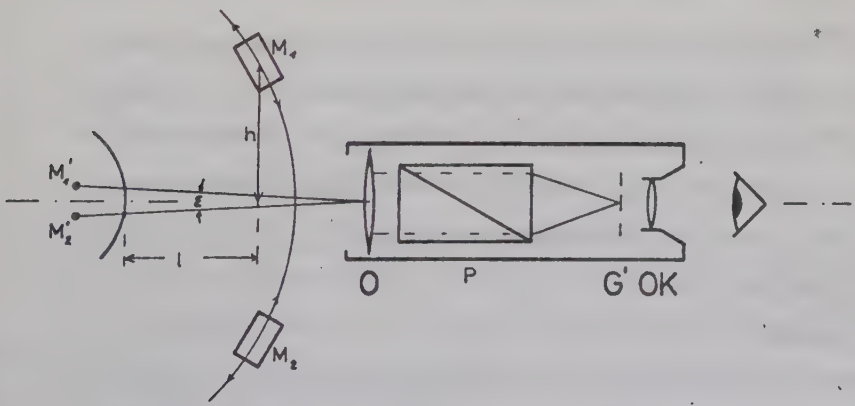


Abb. 3: Optisches Prinzip des Ophthalmometers von JAVAL und SCHIÖTZ

gelbilder M_1' und M_2' , die mit einem Mikroskop beobachtet werden. Dessen Objektiv O bildet die Spiegelbilder in G' ab; dort können sie mit dem Okular OK betrachtet werden.

Ein Wollaston-Prisma hinter O verdoppelt die Markenbilder (durch energetische Aufteilung des Lichtbündels) derart, daß sich das rechte Doppelbild der linken Marke mit dem linken Doppelbild der rechten Marke berühren. Hierbei bleibt der Winkel ε, unter dem die sich berührenden Bilder von M' und M' gesehen werden, stets konstant. Die Stellung der Marken auf dem Kreisarm entspricht nun einem bestimmten Krümmungsradius der Hornhaut. Die als Treppenform ausgelegten Marken sind so bemessen, daß eine Treppenstufe den Betrag von einer Dioptrie angibt. Diese Maßangabe gilt allerdings nur für den Meßbereich um 43 dpt. Die Brechkraft D ergibt sich aus der Formel (LITTMANN):

$$D = 333 \left(\frac{h}{\varepsilon - l^2} - \frac{1}{l}\right)$$

D ist also ausschließlich abhängig von ε.

Diese beiden geschilderten 'klassischen Methoden' sind auch heute noch im augenärztlichen Alltag gängig. Ihre Zuverlässigkeit ist für die Bestimmung des perizentralen Hornhautabschnittes hinreichend. Schwierigkeiten treten allerdings dann auf, wenn die Meßforderung dahingehend erweitert wird, nicht nur das Perizentrum, sondern die Wölbungscharakteristik der gesamten Hornhaut zu bestimmen. Wird diese Meßabsicht unterstellt, so ist es nötig, sämtliche Meßmethoden systematisch zu schildern, die dieses Ziel angehen. Geschichtlich gesehen, existieren hier drei Methodengruppen:

1. Die Cornea wirkt als konvexer Spiegel und gibt das Bild eines dargebotenen Objektes wieder (HELMHOLTZ, JAVAL).

Durch Zusammensetzen der Werte der spiegelnden Einzelareale ergibt sich ein Überblick über die Wölbung der Gesamthornhaut. Ob diese zusammensetzende 'Mosaik-Ophthalmometrie' tatsächlich ihr Ziel erreicht, bleibt vorerst offen.

2. Die Cornea wirkt ebenfalls als Wölbungsspiegel. Sie und ihre Spiegelbilder werden simultan photographiert, das heißt:in allen Punkten gleichzeitig erfaßt. Die spezielle geometrische Form der dargebotenen Objekte erleichtert die Auswertung der Spiegelbilder auf der Photographie. Diese Methode vermeidet zwar die schwierige Zusammensetzung des erwähnten Meßwerte-Mosaiks, ist aber mit der Problematik der Photographie aus kurzem Abstand vergesellschaftet, die noch ausführlich zu diskutieren sein wird.

3. Die Cornea wird entweder mechanisch oder optisch abgetastet. Die dadurch erhaltene 'Negativkopie' ihrer Oberfläche wird ausgewertet und zum Teil sogar für mechanische Aufgaben weiterverwendet.

Unser eigenes Vorgehen reiht sich dem Prinzip nach in die dritte Gruppe ein.

Die erste Gruppe der Methoden (Direkte Spiegelbildbeobachtung)

Bereits im 17. Jahrhundert vergleichen SCHEINER und SENFF die Spiegelbilder von Hornhäuten mit denen etwa gleichgroßer Glaskugeln oder Rotationsellipsoide; das heißt, sie betreiben eine abschätzende Keratoskopie.

Die erste wirkliche keratometrische Messung stammt von KOHLRAUSCH (siehe FISCHER). Er mißt mit Hilfe eines "an den Ort der Hornhaut" gebrachten Maßstabes den Abstand zweier gespiegelter Kerzen und errechnet dann den Krümmungsradius aus dem Abstand der Spiegelbilder zueinander, aus den Entfernungen Auge zu Lichtquelle, Auge zu Objektiv und Lichtquelle zu Lichtquelle. HELMHOLTZ konstruiert 1855 als erster ein Meßgerät und nennt es Ophthalmometer. LEROY und DUBOIS variieren dieses Instrument dadurch, daß sie den Abstand der beiden Lichtmarken M_1 und M_2 zueinander veränderlich machen. Dafür lassen sie die planparallelen Platten unbeweglich.

Die exakte Keratometrie beginnt genau genommen mit HELMHOLTZ und wird später von GULLSTRAND erheblich erweitert (1896). BERG (1) bemüht sich (1929) zusätzlich um eine mathematische Fehlerabschätzung der Meßergebnisse. In seinem Ophthalmometermodell verringert ein zusätzliches Linsensystem vor dem Prisma den Abstand der Verdoppelung der Spiegelbilder von drei auf einen Millimeter und vermindert so einen Messfehler. Eine sogenannte 'dezentrierte Ophthalmometrie' stammt von SAUNTE (1909).

Einen Vorläufer des bekannten Ophthalmometers von JAVAL und SCHIÖTZ findet man bereits 1867 bei COCCIUS. In diesem Gerät werden die Spiegelbilder durch einen doppelbrechenden Kristall geteilt. 1881 erscheintdie bereits oben besprochene Anordnung von JAVAL und SCHIÖTZ, die die Krümmungsmessung in beliebigen Meridianen erlaubt und deshalb

zur Bestimmung des relativen Hornhautastigmatismus besonders geeignet ist. ERIKSEN nutzt 1893 dieses Ophthalmometer auch zur Erforschung "durchschnittlicher Hornhautformen". SANDOLDT verwendet 1904 in seinem Ophthalmometer zur Sichtteilung zwei symmetrisch übereinandergelegene Prismen.

Eine interessante Erweiterung des an sich unveränderten Meßprinzips bringt 1906 das Gerät von SUTCLIFFE: Mit Hilfe von zwei gekreuzten Zylinderlinsen (bei feststehenden Testmarken) können zwei aufeinander senkrecht stehende Hornhautmeridiande gleichzeitig abgelesen werden. HARTINGER publiziert 1935 ein Ophthalmometer mit feststehenden Testmarken. Der Winkel ε, unter dem die Spiegelbilder auf der Hornhaut gesehen werden sollen, wird durch eine bewegliche Prismenkombination hergestellt. Auch im Ophthalmometer der Firma BAUSCH & LOMB stehen die Lichtmarken fest; das Gerät arbeitet mit einer Objektiv-Doppelblende und einem nachfolgenden Prisma. Die Spiegelbilder werden ineinander gelenkt (LITTMANN).

Nach dem zweiten Weltkrieg erscheint das Modell von BAUSCH & LOMB in erweiterter Form als Topogometer. Das Wesentliche dieser Anordnung besteht darin, daß die vom Patienten zu fixierende Leuchtmarke nicht mehr fest an einem Orte steht, sondern bewegbar ist. Der Leuchtmarkenbewegung, die auf einem metallischen Koordinatenschieber stattfindet, folgt das Patientenauge durch Bulbusbewegung. Augapfel und Gerät bleiben praktisch in konstantem Abstand zueinander. Die Anordnung gestattet also die Anpeilung von Orten beliebiger Exzentrizität und beliebiger Meridiane. Ein Computer

schließlich verarbeitet die Meßergebnisse zur Darstellung einer Oberflächenform oder zu Krümmungsradien (GIRARD u.a.). Das hierbei zugrunde liegende Prinzip - feststehende Apparatur, bewegter Augapfel - findet Nachahmer (JESSON, GIRARD). Ob bei dieser Methode eine eindeutige Zuordnung von cornealem Meßort zu gefundenem Krümmungswert prinzipiell möglich ist, bleibt vorerst offen.

1962 erregt das von BONNET und COCHET vorgestellte Ophthalmometer viel Aufmerksamkeit. Das Auge fixiert akkommodationsfrei einen fest vorgegebenen Punkt und bleibt unbewegt. Derweil mißt der Untersucher auf einem beliebig wählbaren Meridian in Schritten von 5° die Spiegelbilder von zwei speziell gestalteten Marken, die um 22° aus der Instrumentenachse geschwenkt sind. Die Marken werden über Kollimatoren telezentrisch angeboten. Ihr Spiegelbild wird mit einem Mikroskop betrachtet, um noch Radienunterschiede unter 0,1 mm erfassen zu können. Durch die Anord-

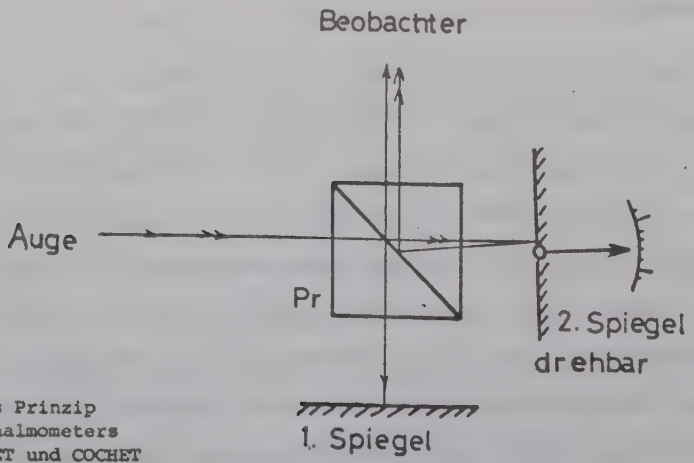


Abb. 4:
Optisches Prinzip
des Ophthalmometers
von BONNET und COCHET

nung (Abb. 4) - ein Wollaston-Prisma zwischen zwei Spiegeln - erscheint es dem Beobachter nun gedoppelt, weil es aus zwei parallelen Lichtbündeln besteht. Dreht sich ein Spiegel um einen Winkel, so trennen sich die Lichtbündel um einen zweifachen Ausschlag voneinander. Die Doppelung wird nun mit einem Objektiv mit Graduierung beobachtet und bestimmt, indem man entsprechend der 'klassischen Ophthalmometrie' mit Hilfe einer Schraube die Spiegelbilder zur 'Berührung' bringt. Die Marken nebeneinander - eine in der Verlängerung der anderen - dienen der sogenannten 'spezifischen Messung'. BRONSZTEIN weist auf die 'relative' Topographie hin, weil ein Anhaltspunkt auf der Hornhaut fehlt; er vermerkt auch den wachsenden Fehler, je weiter man sich vom zentralen Corneabezirk entfernt. Besonders erwähnenswert ist die Genauigkeit von o,o5 mm für den Krümmungsradius im Hornhautscheitel, wozu nur ein Meßareal von o,25 mm Durchmesser notwendig ist.

Nach LITTMANN erfüllt heutzutage nur das von ZEISS-Oberchochem hergestellte Ophthalmometer die beiden Forderungen von HELMHOLTZ: Seine der Hornhaut gebotenen Testmarken - zwei Kreuze - sind durch Kollimatoren in das Unendliche verlegt; die Entfernung zum Gerät spielt hier keine Rolle. Denn seine Meßeinrichtung mißt den linearen Abstand der beiden Spiegelbilder auf der Hornhaut nach dem Prinzip des telezentrischen Strahlenganges. Die Messung geschieht mit Hilfe einer Prismenkombination, die eine energetische Strahlenaufteilung ermöglicht und somit einer dritten Forderung (Meßresultat unabhängig von Akkommodationsfehlern) nachkommt. Und sie geschieht mit Hilfe beweglicher Linsen innerhalb des Prismen-

systems, die die Koinzidenz der Spiegelbilder - ein Kreuz liegt im anderen - herbeiführen. Auf einer angeschlossenen Skala wird in dpt oder mm abgelesen. Die zur Messung benötigte Hornhautoberfläche soll sich auf ein möglichst kleines Flächenelement beziehen. Das Gerät arbeitet jedoch umso genauer, je größer die benötigte Hornhautfläche ist. Der Bereich von 2 - 3 mm um das Hornhautzentrum stellt somit ein Optimum zwischen diesen beiden Größen dar.

Neben den bisher dargestellten Prinzipien von HELMHOLTZ und JAVAL hat man sich noch andere Lösungswege ausgedacht. Bereits 1880 - also noch vor GULLSTRAND - versuchte BLIX die Vermessung der Hornhautvorderfläche mit Hilfe zweier symmetrisch angeordneter Mikroskope, von denen eines die Markierung liefert und das andere das Spiegelbild der Hornhaut scharf sehen muß. Das ist der Fall, wenn die Senkrechte der spiegelnden Hornhautfläche die Winkelhalbierende zwischen beiden Mikroskopachsen bildet.

PLACIDO publiziert seit 1881 seine keratoskopischen Versuche. Er stellt dem Auge als umfassende Testmarke eine Scheibe von 23 cm Durchmesser frontoparallel gegenüber; deren Vorderfläche ist mit schwarzen und weißen konzentrischen Ringen versehen. Durch das Zentrum der Scheibe beobachtet er das Hornhautspiegelbild. Corneadeformierungen bewirken charakteristische Verzerrungen und Veränderungen der gespiegelten Kreise. Die Form der Hornhaut kann mit dieser Methode natürlich nur orientierend erfaßt werden. Auch HIRSCHBERG's Versuch, hier mittels einer Skala genauere Ergebnisse zu erhalten, bleibt unbefriedi-

gend. HASNER vergrößert 1882 die Placidoscheibe auf 30 cm, nähert sie bis auf 15 cm dem Auge und erreicht so eine Reflexion von der gesamten Hornhaut. In Anlehnung an dieses keratoskopische Prinzip baut 1896 UHTHOFF ein sogenanntes Placidoskop, bei dem ein Perimeterbogen mit Markierungsstreifen ein Hornhautspiegelbild erzeugt, das bis zum Limbus bzw. darüber hinaus reicht.
Viel Mühe macht sich GULLSTRAND mit Quadraten als Objekten, die als Spiegelbilder eine bessere Abschätzung erlauben. AMSLER bemängelt später zu Recht die Subjektivität all dieser direkt beobachtenden Verfahren.

Es ist interessant, zu verfolgen, wie durch Verbesserung der photographischen Technik diese Schwierigkeiten umgangen werden sollen (siehe zweite Gruppe der Methoden).

Eigene Stellungnahme zu den Methoden der ersten Gruppe

Die Anforderungen, die die praktische Augenheilkunde an die Ophthalmometrie bzw. Keratometrie stellt, haben sich im Laufe der Zeit geändert. Die Brechkraft der ersten brechenden Fläche Luft/Hornhaut beträgt nur 2/3 des dioptrischen Gesamtsystems, ist also für die effektive Refraktionsbestimmung nur von bedingtem Wert. Die praktisch wesentliche Totalrefraktion wird heute mittels Skiaskopie oder Refraktometrie verbindlich erfaßt. Für die Feststellung eines Hornhautastigmatismus dagegen ist der Wert der Ophthalmometrie unbestritten. Die bis hierher erwähnten Meßaussagen brauchen sich nur auf den periaxialen Raum (corneales Perizentrum) zu beschrän-

ken und besitzen hierfür auch hinreichende Gültigkeit.

Anders stellt sich der Sachverhalt allerdings dar, wenn man dieser Methode eine Aussage abfordern will, die sie dem Prinzip nach kaum erfüllen kann: gemeint ist die Erfassung der Krümmungsmaße aller Hornhautzonen bis hinaus zur Peripherie. Die dabei aufkommenden generellen Schwierigkeiten sind folgende.

a. Eine Unzulänglichkeit ergibt sich aus der Tatsache, daß Spiegelbilder ausgewertet werden. Das virtuelle, verkleinerte Spiegelbild eines Objektes befindet sich nicht auf der Hornhaut selbst, sondern steht zwischen dem Scheitel S und dem Brennpunkt F. Wie Abb. 5 demonstriert, sind

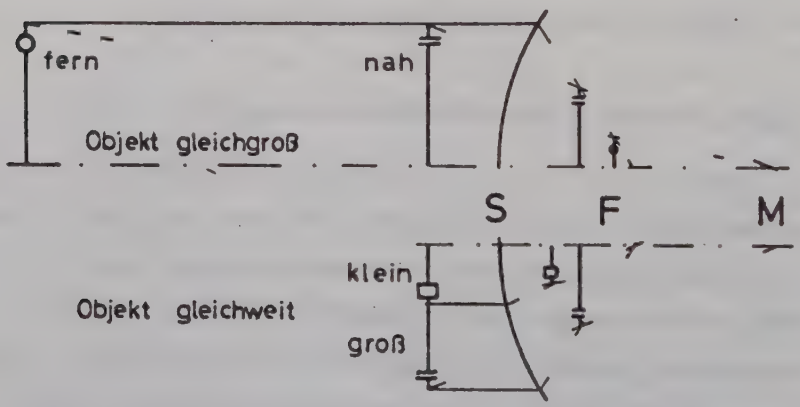


Abb. 5: Abhängigkeit des Bildes von Größe und Entfernung des Objektes

Bildstellung und Bildgröße sowohl abhänging von der Entfernung (oberer Teil) als auch von der Größe (unterer Teil) des Objektes. Ophthalmometer, bei denen die Testmarken im Unend-

lichen liegen oder durch Kollimatoren stets dorthin 'verlegt' sind, schalten somit Entfernungsfehler aus (z.B. Gerät der Firma Zeiss). Veränderungen in Bildgröße und Bildstellung vermeiden heutige Ophthalmometer durch die Wahl unveränderlicher Testmarkenformen.

b. Ein Messergebnis kann nicht 'seinem' Messort zugeordnet werden. Man beobachtet zwar ein Spiegelbild scheinbar 'auf' der Cornea - man projeziert es dorthin. Zur Beantwortung der Fragen: "Zu welchem Areal gehört das Spiegelbild tatsächlich?" benötigt der Untersucher jedoch einen ausgezeichneten Bezugspunkt der Hornhaut. Diesen gibt es nicht (Abb. 6). Es fehlt somit auch die Möglichkeit der Wiederholung einer Messung an einem gewünschten Orte und einer anschließenden Kartographierung der Cornea.

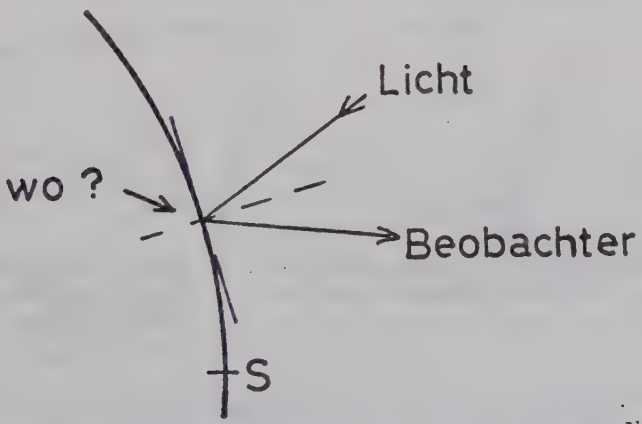


Abb. 6

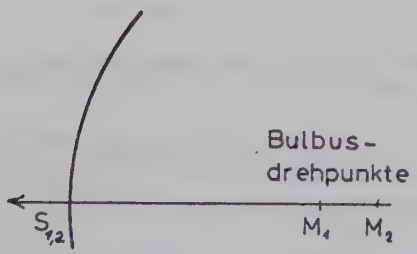
c. Schon GULLSTRAND, aber auch HEGNER,stellte fest, daß bei der klassischen Ophthalmometrie lediglich ein angenäherter Krümmungsradius bestimmt wird. Man konstruiert nämlich

den Schnittpunkt zweier Normaler (eine 'Normale' in einem Kurvenpunkte steht immer senkrecht auf der Tangente durch diesen Punkt), deren Durchstoßpunkt durch die Hornhautoberfläche etwa 3 mm voneinander entfernt sind. Ihr Schnittpunkt wird als Krümmungsmittelpunkt des betreffenden Bogenstückes (approximierter Schmiegungskreis) angenommen. Für einen Kreis wäre diese vereinfachende Annahme zulässig, für andere Kurven wird der Wert der Krümmung nur angenähert erreicht. Je dichter die beiden Normalen nebeneinander stehen (Abb. 7), desto genauer ist das Ergebnis. BERG benutzte einen Abstand von 1 Millimeter, BONNET sogar nur o,25 Millimeter.

Abb. 7: Abhängigkeit der Länge der Normalen von Krümmung und Länge der abgegriffenen Kurvenstrecke

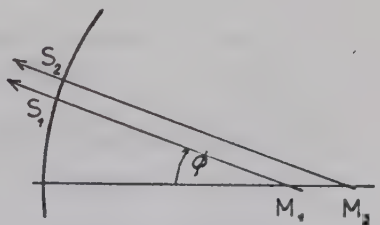
d. Die axiale Länge menschlicher Augen ist bekanntlich unterschiedlich; die Extremwerte liegen bei 22 und 27 Millimetern. Der 'Normwert' wird mit 24 Millimetern angegeben. Beim Blick nach oben, unten oder zur Seite, wie es zur Messung mit dem klassischen Ophthalmometer für periphere Bereiche erforderlich ist, rotiert der Augapfel um den sogenannten Augendrehpunkt. Den wirklichen Drehpunkt kennt man nicht. Denn es läßt sich weder feststellen, wie lang der untersuchte Bulbus tatsächlich ist, und noch weniger, um welchen Ort sich der Bulbus nun wirklich bewegt.

Ein Beispiel mag das Problem verdeutlichen: Unter der Annahme, daß der wirkliche Drehpunkt 1 Millimeter hinter dem geometrisch angenommenen Ort liegt (Abb. 8,a), ergibt sich beim Blick um $\phi = 20^{\circ}$ aufwärts (Abb. 8,b) eine Höhendifferenz von d = 1/3 mm.



Blick sagittal

Abb. 8,a



Blick um ϕ gehoben

Abb. 8,b

Zwei hintereinander liegende Bulbusdrehpunkte. Bei gleichem Blickwinkel werden S_1 und S_2 verschieden weit gehoben.

Im einzelnen:

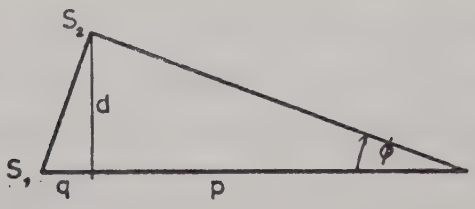


Abb. 8,c
Ausschnitt aus Abb. 8,b mit Hilfslinien

$M_1M_2 = p + q = 1\ mm \qquad p = 1 - q$

$$\frac{d}{p} = \frac{a}{d} = tg\,\phi \qquad d = p \cdot tg\,\phi \qquad q = d \cdot tg\,\phi$$

$$d = p \cdot tg\,\phi$$

$$d = (1 - q) \cdot tg\,\phi$$

$$d = (1 - d \cdot tg\,\phi) \cdot tg\,\phi$$

$$d = tg\,\phi - d \cdot tg^2\,\phi$$

$$d + d \cdot tg^2\,\phi = tg\,\phi$$

$$d \cdot (1 + tg^2\,\phi) = tg\,\phi$$

$$d = \frac{tg\,\phi}{1 + tg^2\,\phi} \quad \Big| \cdot \frac{\cos^2\phi}{\cos^2\phi}$$

$$d = \frac{\sin\phi \cdot \cos\phi}{\sin^2\phi + \cos^2\phi} \quad \Big| \quad \sin^2\phi + \cos^2\phi = 1$$

$$d = \sin\phi \cdot \cos\phi \quad \Big| \quad 2 \cdot \sin\phi \cdot \cos\phi = \sin 2\phi$$

$$d = \frac{1}{2} \cdot \sin 2\phi$$

hier also: $d = 0,3214\ mm$

Um diese Strecke erscheint das zu messende Spiegelbild tatsächlich zu groß - eine Unsicherheit, die weder erfaßbar noch auszuschließen ist und keine Zuordnung eines Meßergebnisses zum Meßpunkt gestattet

e. Die Spiegelung vollzieht sich am Tränenfilm, nicht an der Hornhaut selbst. Diese Flüssigkeitsschicht hat eine endliche und leider auch variable Dicke. Unter geschickter Beleuchtung lassen sich zum Beispiel beim Lidschlag sogar Wellenbildungen demonstrieren. Manipulationen oder blendende Helligkeiten provozieren bisweilen vermehrten Tränenfluß, der die Messgenauigkeit weiterhin senkt.

f. Weitere Einschränkungen sollen nur kurz angefügt werden:
Schnell und genau mißt bisher kein Ophthalmometer; zwangsläufig bleibt im Klinikbetrieb die Zeitersparnis entscheidend.
Eine Messung gleichzeitig im zentralen Areal und in Limbusnähe ergibt peripher zu ungenaue Werte.
Deformierungen der Hornhaut beim Fixieren des Patienten scheinen vorzuliegen; es fehlt jedoch ihr Nachweis.
Die Messangaben heutiger Ophthalmometer gelten nur für den Messbereich um 43 dpt im Hornhautscheitel.

Die zweite Gruppe der Methoden (Photographische Spiegelbilddarstellung)

Mit der Verfeinerung der photographischen Technik verstärkten sich auch die Bemühungen um eine photographische Keratometrie. Wesentlich trug hierzu der Wunsch bei, die Auswertungen vom Patientenauge weg auf den Film hin zu verlagern; gleichzeitig könnte man die gesamte Vorderfläche des Bulbus erfassen und Hornhaut-Veränderungen dokumentarisch belegen. Die Wirkung der Cornea als Wölbungsspiegel

bleibt weiterhin methodische Grundlage; ihre Spiegelbilder werden lediglich photographiert.

Viel verspricht man sich von geometrisch zweckmäßigen Formen als Testmarken.
Die quadratischen auf GULLSTRAND's Vorschlag zurückgehenden Figuren finden häufig Anwendung, da sie sich gut zur Abschätzung der Hornhautgestalt eignen. Aber erst fünf Photographien (zentral, oben, unten, rechts, links) überdekken die gesamte Cornea. Bei der Verwendung der PLACIDO-Scheibe genügt eine photographische Aufnahme. Deshalb setzt sie sich für die Photokeratoskopie durch; selbst GULLSTRAND übernimmt sie. Praktische klinische Bedeutung erlangt sie in ihren Modifikationen, die von FISCHER zusammenfassend dargestellt und beurteilt sind:
DEKKING schiebt ein innen mit Ringen versehenes zwei Zentimeter weites Rohr dicht an das Auge heran. Jedoch veranlassen ihn die Schwierigkeiten mit der Bildschärfe bei diesem kurzen Objektabstand zu der Äußerung, sein Apparat sei für genaue Messungen noch nicht geeignet.
AMSLER bildet seine Prüfscheibe derjenigen von GULLSTRAND nach und erhält bei einem Scheibendurchmesser von 14 cm und einem Abstand von 23 cm zum Auge ein Spiegelbild auf der gesamten Hornhaut.
HARTINGER ist an der Herstellung und Verbesserung des AMSLER'schen Gerätes wesentlich beteiligt. Von ihm stammt auch der Vorschlag, den Krümmungsradius der Hornhautvorderfläche aus dem Radius eines PLACIDO-Ringes und dem Radius des entsprechenden Kreises auf dem Lichtbild zu er-

mitteln; er liefert auch die zugehörigen mathematischen Ableitungen. Auf ihn geht ebenfalls ein zur Keratometrie geeignetes Gerät, der Corneal-Reflektograph, zurück.
BERG (1) wiederum befestigt vor dem Auge zwei senkrecht zueinander stehende Bänder, mit einem Radius von 24 cm konkav zum Auge gekrümmt, innen mit Zebrastreifen versehen. In der Kreuzungsmitte befindet sich das Kameraobjektiv für die photographische Aufnahme.
1922 bemüht sich ERGGELET intensiv um die Stereophotographie der Hornhaut. Er bestäubt die Cornea mit einem Pulver und wertet dann stereoskopische Augenblicksaufnahmen aus, die er mit dem PULFRICH'schen Stereokomparator vermißt. So legt er gleichsam durch die Cornea frontoparallele Schnitte in verschiedenem Abstand vom Scheitel und bestimmt in jedem Schnitt die Koordinaten einer Anzahl von Punkten auf der Hornhautvorderfläche. Von vorn gesehen ergibt sich eine Kartographierung durch die 'Linien gleicher Höhe'. Diese Methode unterscheidet sich prinzipiell von der Beobachtung der Spiegelungsbilder. Sie gestattet die 'Ermittlung der Raumkoordinaten beliebig vieler Einzelpunkte beliebig gestalteter Hornhäute' und läßt ausgezeichnet ihre Form zur Darstellung kommen (FISCHER). Die Tiefenunterschiede ergeben sich aus der Formel:

$$\rho_2 - \rho_1 = \frac{\rho_1 \cdot \rho_2 \cdot (e_1 - e_2)}{2 \cdot a \cdot b}$$

Dabei bedeuten

ρ_1 (ρ_2) Entfernung zweier Punkte von der Standlinie
e_1 (e_2) stereoskopische Differenz
$2 \cdot a$ Standlinie

b Abstand der Bildebene von der Standlinie

Die Unruhe des Auges, die Kleinheit des Objektes, der geringe Tiefenunterschied und das Fehlen 'faßbarer Punkte' sowie der Zeitverbrauch verhindern im wesentlichen einen routinemäßigen Gebrauch dieser Meßmethode.
BRONSZTEIN erwähnt unter anderem das Toposcop von AJMARD und COCHET, bei dem ein von der Hornhautoberfläche gespiegeltes feines Gitter mit Hilfe eines Kontrollgitters auf der Photographie unter Ausnutzung des MOIRÉ-Effektes analysiert wird - ein Verfahren, das erhebliche Einarbeitung voraussetzt. REYNOLD (nach GIRARD u.a.) wertet die Photographien mit Hilfe eines sogenannten Zerhackers aus und läßt einen Computer den Radius aus der Weite der Kreise an verschiedenen Orten ausrechnen. Klinische Anwendungsmöglichkeiten fehlen leider; daher besteht wenig Interesse an seiner Idee.

Eigene Stellungnahme zu den Methoden der zweiten Gruppe

Die photographische Aufnahme einer am Auge gespiegelten Testmarke bietet Vorteile:

1. Die Auswertung geschieht auf dem Papier anstatt an der Hornhaut.
2. Die "Meßzeit" ist kurz: einstellen und das Bild schießen; sie vermeidet Miosis und langdauerndes Fixieren mit all seinen bekannten Schwierigkeiten für den Probanten.
3. Das Erfassen verschiedener Punkte der Hornhaut geschieht

gleichzeitig und - bei geeigneter Testmarkenwahl - auch bis zur Peripherie.

4. Die Photographie bleibt als Unterlage von dokumentarischem Wert oder zum Vergleich für nachfolgende Aufnahmen unveränderlich.

Die Einwände, die der ersten Gruppe angelastet wurden, gelten auch hier in vollem Umfange. Hinzu kommen noch folgende Schwierigkeiten:

g. Ein planes Objekt als Testmarke kann mit seinem Spiegelbild nie die ganze Hornhaut ausfüllen. In der Peripherie stören Stirn, Nase und Wimpern. Auch fallen in diesen Bezirken die Lichtstrahlen unter Winkeln von 30° oder gar 40° ein. Die Bilder werden ungenau und unscharf.

h. Einen echten Bezug, das heißt eine eindeutige Zuordnung von Bild-Orten (auf der Photographie), zu bestimmten Hornhautpunkten gibt es nicht.

i. Auch heute noch setzt die photographische Technik (Lichtempfindlichkeit der Emulsion, Körnigkeit, geringe Schärfentiefe des Kameraobjektivs) bei dem so unruhigen und transparenten Gegenstand 'Hornhaut' mit den verschiedenen 'Tiefen' des Spiegelbildes der Aussagekraft des Verfahrens Grenzen. Hierüber wird bei der Diskussion des eigenen Verfahrens noch zu sprechen sein.

Die dritte Gruppe der Methoden (Abtastverfahren)

Versuche, die Hornhaut in irgendeiner Weise mechanisch oder optisch abzutasten, sind nicht neu.

A. Müller meint 1889 in seiner Dissertation, Gipsabdrücke von der lebenden Hornhaut des Menschen seien nicht schmerzhaft. Er selbst war hochgradig myop und man spürt bei der Lektüre seiner Arbeit deutlich sein Engagement bei der Bearbeitung dieses Problems, das für ihn eine wesentliche Bedingung zur Herstellung von 'Hornhautlinsen' darstellte.
von CSAPODY setzt 1929 nach Kokainisieren der Cornea und Instillieren von einem Tropfen Sesamöl in den Bindehautsack einen Glastubus (30 mm hoch, 21 mm Außen- und 18,5 mm Innendurchmesser) auf den Bulbus, füllt ihn zu 5 mm mit körperwarmer flüssiger Paraffinmischung, anschließend mit gekühltem Paraffinöl und erhält so ein 'Negativ' des vorderen Augapfels. Der Tubus wirkt gleichzeitig als Lidsperrer und fixiert außerdem den Bulbus. Im Hinblick auf die Haftschalenanpassung spricht von CSAPODY von sogenannten "genauen Abgüssen der Hornhaut".
HELMBOLD stellt 1931 ein neues Sklero-Keratometer vor.
Er tastet die anästhesierte Cornea in einem Meridian von 20 mm Länge mittels 42 paralleler dreieckiger feinster Metallstäbchen mechanisch ab. In dieser Lage arretiert, ergeben sie ein genähertes Negativ für die berührte bandähnliche Zone.
Zur Frage einer möglichen Hornhaut-Deformierung bei solchen Manipulationen äußert man sich unterschiedlich.

MÜLLER verneint die Verformung des Bulbus. von CSAPODY beurteilt die Abgußtechnik als schwierig, nicht zuletzt sei die mangelnde Fixation des Bulbus ein entscheidender Hinderungsgrund. HELMBOLD verweist unter anderem auf Formänderungen, die allein bei der Abkühlung der Taststifte auftreten können. Für seine Stäbchen-Methode empfiehlt er jedenfalls wiederholte Messungen und gesteht somit doch wohl Streuungen bei der Kontaktabnahme ein.

Auf Grund unserer eigenen Beobachtungen halten wir jeden mechanischen Kontakt mit der Hornhaut, auch indirekte Einwirkungen (Lidsperrer), wegen der damit verbundenen Verformung des normotonen Bulbus für unzulässig.

Viel Aufmerksamkeit verlangt 1925 der Vorschlag von FINCHAM. Mit einem Kollimator bietet er eine Testmarke scheinbar im Unendlichen an. Von einer spiegelnden Fläche wird diese in das Gerät zurückgeworfen und zwar genau dann, (Abb. 9 a) wenn sich das spiegelnde Areal im Brennpunkt des

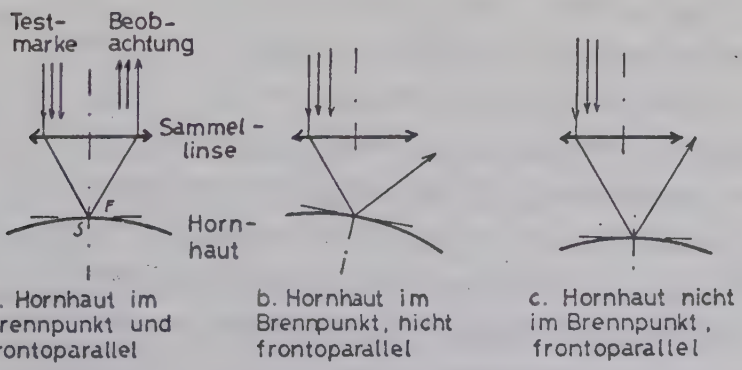


Abb. 9: Die Hornhaut als Spiegel für den Autokollimator

Systems befindet und senkrecht auf der Apparateachse steht. Das Gerät ist ein sogenannter Autokollimator: Die Testmarke wird in einer Hälfte der Anordnung entworfen und in der anderen Hälfte sein Spiegelbild beobachtet. So mißt der Autor den für jeden Punkt spezifischen Krümmungsradius einzeln aus. Der Autokollimator verlangt also eine ganz bestimmte Position der spiegelnden Fläche zum Gerät, wenn er in sich selbst reflektieren soll. Man könnte demnach theoretisch die Hornhautgestalt in verschiedenen Punkten in 'Stellungen eines Autokollimators übersetzen' und diese zusammenfassen. Eine praktische Durchführung dieses Gedankens erscheint jedoch ausgeschlossen.

Ein anderes Verfahren, das uns erst später bekannt wurde und das nicht aus dem Bereich der Medizin stammt, im Prinzip aber die hier interessierende Meßproblematik beinhaltet, stammt von SCHMALTZ. Es handelt sich um ein Lichtschnittverfahren zur Darstellung und Vermessung von Oberflächen bzw. Oberflächengüten metallischer Körper (Schrauben, Walzen, Kugeln usw.). Hierbei wirft eine Art Spaltlampe in senkrechter Richtung ein schmales Lichtbüschel auf die zu untersuchende Oberfläche. Dieser Lichtschnitt wird tangential oder schräg mit einem Mikroskop betrachtet oder auch photographiert. Die auf diese Weise entstandene Profilkurve der Oberfläche dient zu deren Charakterisierung, kann aber auch durch eine Skala im Okular zahlenmäßig erfaßt werden. Oberflächenunregelmäßigkeiten von o,5 µ lassen sich noch darstellen! Leider wird dieses hohe Auflösungsvermögen nur bei metallischen, das heißt: lichtundurch-

lässigen, Materialien erreicht. Bei halb- oder ganzlichtdurchlässigen Proben werden die Bilder nicht gut. Denn die bereits in den Stoff eingedrungenen Lichtanteile können auch noch in das Mikroskop gelangen und das Bild völlig verschleiern. Die Ausmessung erfolgt durch Bestimmung von Ordinaten über einer festzulegenden Basiskurve.

Der Vollständigkeit halber erwähnen wir an dieser Stelle die auch heute noch gebräuchliche Fluoresceinprobe. Bei der Anpassung einer Haftschale liefert dieser Test lediglich eine grobe Orientierung über deren 'Sitz' auf der Hornhaut.

III. Das neue Prinzip der Hornhautvermessung: Die Spaltkeratometrie

a.) Grundzüge des Meßprinzips

Stellt man sich die Aufgabe, die Gesamtheit des Hornhautgewölbes zu erfassen und fordert man gleichzeitig, daß der Vermessungsakt kurzzeitig ablaufen soll, so wird man den bisher aufgeführten sogenannten klassischen Methoden mit Zweifel gegenüberstehen. Abgesehen davon, daß für die metrische Erfassung der peripheren Hornhautzonen jede Spiegelbildmethodik erhebliche Unsicherheiten aufweist, dauert sie zu lange und fordert vom Probanten ein zu hohes Maß an Konzentration; er muß perfekt stillsitzen und weiterhin über längere Zeit hinweg zuverlässig fixieren können. Diese Schwierigkeiten möchte man umgehen.

Was die mechanischen Meßverfahren betrifft, so sind sie

wegen der verfälschenden Bulbusverformungen, die am normotonen Auge nicht einmal kontrolliert werden können, genau genommen unbrauchbar.

SCHLEGEL hat 1966 vor der Vereinigung Rhein-Mainischer Augenärzte in Frankfurt ein Lichtschnittverfahren vorgetragen, das viele der bisher genannten Meßschwierigkeiten vermeiden kann. Die Veranlassung, ein neues Verfahren zu entwickeln, entnimmt man vielleicht am besten seinen eigenen Worten:

"Man hat sich während der letzten sieben Jahre vornehmlich in Frankreich und den Vereinigten Staaten intensiv bemüht, die Methoden zur Erfassung der Hornhautoberflächengestalt zu verbessern. Die Tendenz ging hauptsächlich dahin, auch die Krümmungsmaße der peripheren und extrem peripheren Hornhautzonen präziser als bisher zu bestimmen.

Die Veranlassung zu diesen Arbeiten ergab sich fast zwangsläufig aus den wachsenden Forderungen an die Anpaßtechnik für Kontaktlinsen. Denn das Hornhautgewölbe besitzt bekanntlich keineswegs die Form eines Kugelabschnittes - ist also keine Sphäre -, genau genommen handelt es sich nicht einmal um die Oberfläche eines rotationssymmetrischen Körpers.

Will man aber der Haftschalenrückfläche eine zweckmäßige Gestalt geben, die sich der Hornhautvorderfläche in erwünschter Maßtoleranz anschmiegt, so liegt die natürlichste Voraussetzung eigentlich darin, daß man die Formgestalt der Hornhaut ausreichend genau kennt.

In den USA hat man einzelne Ophthalmometerwerte der Einzelmeridiane in ein Elektronengehirn eingespeist, das dann den Verlauf der cornealen Gesamtwölbung errechnen soll. Für das Ausmessen dieser einzelnen Ophthalmometerwerte braucht ein geübter Untersucher etwa 8 Minuten je Einzelauge.

Es erhebt sich nun die generelle Frage, ob man die genannte keratometrische Meßabsicht nicht einfacher, schneller und vielleicht sogar genauer bewältigen kann.

Die Abbildung 10 a deutet das geläufige Prinzip der Hornhautspiegelbildmessung an, das aus den Dimensionen der Spiegelbilder die Krümmung bzw. den Radius erfaßt. Man kann sich

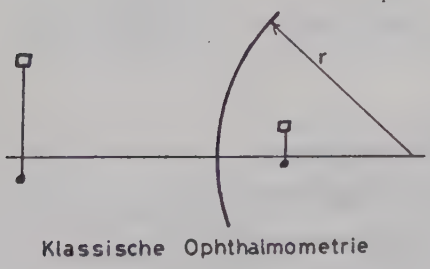


Abb. 1o, a

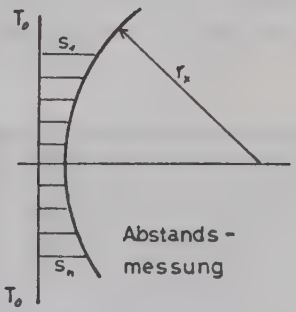


Abb. 1o, b

aber auch den in Abbildung 10 b. dargestellten Weg ausdenken: Man bringe vor das Probantenauge eine plane Bezugsebene T_o. Dann würde für den hier gezeichneten Meridian z.B. eine Abstandsmessung aller einzelner Horizontalstrecken von s_1, .. bis s_n die Gestalt dieses Profilschnittes ebenfalls be-

schreiben können. Und dies umso genauer, je größer die Anzahl der einzelnen Meßwerte ist. Diesen Meßweg mit mechanischen Mitteln zu gehen - mit einem vielstiftigen Tiefentaster - .." hatte HELMBOLD bereits versucht. Seine "Methode scheiterte aber daran, daß unter dem Meßvorgang die Hornhaut des normotonen Auges derart verformt wird, daß die Meßwerte unbrauchbar sind. Wir haben uns nun die Aufgabe gestellt, dieses Meßprinzip mit nichtmechanischen Mitteln durchzuführen. Die Lösung ist eigentlich verblüffend einfach:

Beobachtet man (Abb. 11) durch eine durchsichtige frontoparallele Fläche T_o eine dahinterstehende Fläche F_1 im Lichte einer Spaltlampe Pr, deren sehr schmale Lichtspur im Punkte P_o der Bezugsfläche T_o aufscheint und die dann die

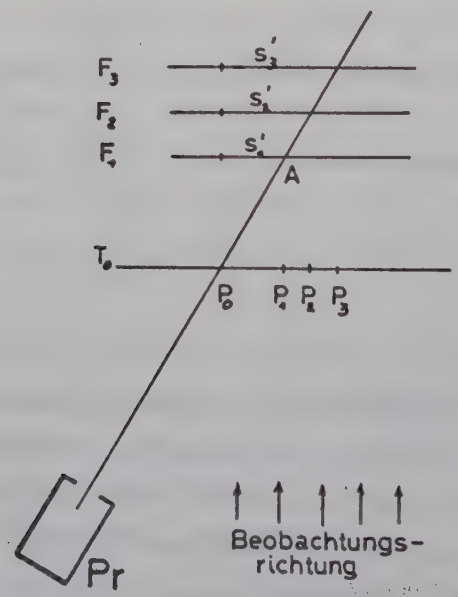


Abb. 11:
Scheinbare Seitversetzung bei schräger Betrachtung einer Lichtspur

Fläche F_1 im Punkte A erreicht, so erscheinen dem Beobachter die beiden Lichtpunkte P_o und A im Abstand $P_o P_1$ voneinander entfernt. Ist der Einfallswinkel α des Spaltlichtes als bekannt vorgegeben und die Seitversetzungsstrecke P_oP_1 ($= s_1'$) meßbar, so ergibt sich die Entfernung P_1A, also der Tiefenabstand t, in einfacher Weise aus der Funktion $\operatorname{tg} \alpha = \frac{s_1'}{t}$. Der größere Tiefenabstand einer anderen Fläche, z.B. F_2, wäre dann in entsprechender Weise durch eine größere Seitversetzung s_2' bestimmt und so weiter.
Um den Gedanken an einem einfachen Modell zu demonstrieren, haben wir eine kleine Treppe (Abb. 12) hergenommen, die in frontaler Aufsicht die der Tiefenstaffelung entsprechenden Seitversetzungen eines (z.B. von links einfallenden) Spaltes zeigt (Abb. 13). Die Länge des einfallenden Spaltbildes ist größer gewählt als die Höhe der Gesamttreppe.

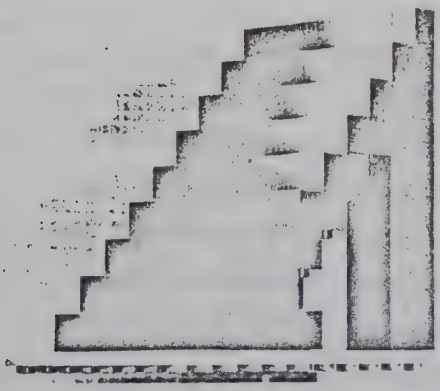


Abb. 12: Treppe aus Lego-Steinen, Gesamtansicht

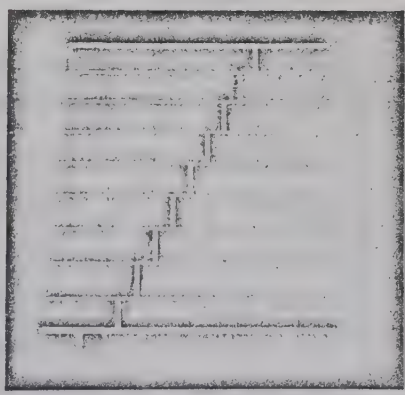


Abb. 13: Treppe wie Abb. 12, frontoparallel gesehen, Lichtspur von links kommend

Will man (Abb. 14) die Meßaussage des Verfahrens erweitern, so wird man zwei Spalte auf der Treppe abbilden, z.B. einen unter dem Winkel α von links einfallenden und einen zweiten, der ebenfalls im Winkel α von rechts kommt.

Abb. 14: Treppe wie Abb. 12, frontoparallel gesehen, Lichtspur von li + re unter gleichem Winkel

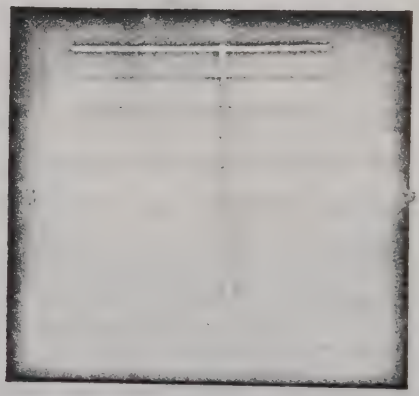


Abb. 15: Treppe wie Abb. 12, frontoparallel gesehen, Lichtspur sagittel

Wirft man einen solchen Spalt dagegen unter dem Winkel $\alpha = 0$ (Abb. 15) auf die Treppe, das heißt: fallen Beobachtungsrichtung und Spalteinfallsrichtung zusammen, dann schrumpft auch die Länge der Seitversetzung auf den Wert Null. D.h. der Spalt wird trotz der Tiefenstaffelung der Treppe in seiner eigentlichen Gradliniengestalt gesehen. Voraussetzung für die Brauchbarkeit des Verfahrens ist allerdings eine ausreichende Schärfentiefe des Spaltbildes.

Es ist unmittelbar verständlich, daß das spaltförmige Lichtbündel die verschiedenartigsten Figuren zeichnen kann. Das hängt lediglich von der geometrischen Konfiguration des

als Bildwand dienenden Körpers ab. Abb. 16 zeigt z.B. einen prismatischen Körper - also etwa ein Satteldach aus der Vogelperspektive. Das von links einfallende Spaltbündel trifft zuerst auf die vorn gelegene Prismenkante, dann läuft die Lichtspur dem Gefälle der Prismenflächen folgend nach rechts weiter.

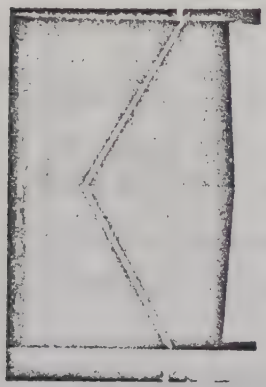


Abb. 16: "Dachaufsicht". Lichtspur von links

Abb. 17: Walze, Lichtspur von links

Auf einer Zylinderoberfläche (Abb. 17) ... bildet sich als Durchdringungsfigur erwartungsgemäß eine Ellipse aus."

Soweit der Autor.

Besonders instruktiv sind die drei Sichtschnitte (Abb. 18), die einen Kegel in drei verschiedenen Höhen treffen.

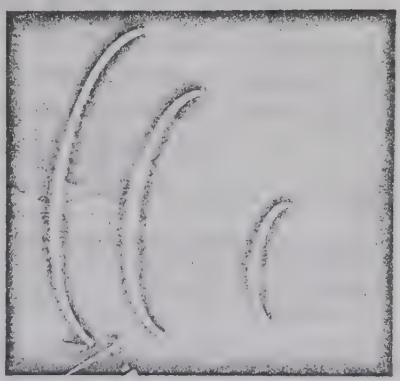


Abb. 18: Kegel. Drei parallele Lichtspuren von links ergeben drei verschiedene Bögen

So einleuchtend und augenfällig die bisherige Darstellung auch erscheinen mag, bedarf es doch näherer Untersuchung, auf welchem Wege die endgültigen Meßergebnisse zu erhalten sind. Die anschließende Diskussion eines sogenannten 'Denkmodells' soll die Zusammenhänge erläutern.

b.) Diskussion des Meßprinzips

Am zweckmäßigsten orientiert man sich an einem Denkmodell, das den Schnitt einer (Licht-)Ebene durch eine Kugel zum Gegenstand hat. Die Kugel ist deshalb für die gedankliche Behandlung geeignet, weil ihre Oberflächengestalt dem eigentlichen Objekt des Interesses, der Hornhaut, am nächsten kommt.
Diesem Denkmodell nähern wir uns nun in den folgenden fünf Einzelschritten (den 2. und 3. Schritt führen wir aus didaktischen, nicht aus thematischen Gründen):

1. Schritt: Schnitt einer Geraden durch einen Kreis
2. Schritt: Schnitt einer Ebene durch einen Würfel
3. Schritt: Schnitt einer Ebene durch einen Zylinder
4. Schritt: Schnitt einer Ebene durch eine Kugel
5. Schritt: Vergleich des Denkmodells Kugel mit den Verhältnissen an der Hornhaut

Bei den Betrachtungen wird ein rechtwinklig-dreidimensionales Koordinatensystem mit den Koordinaten s, t und z benutzt. Der Koordinatenursprung heiße S.

1. Schritt: Schnitt einer Geraden E durch einen Kreis (Abb. 19):
Im Schnittpunkte S des Kreises mit der Geraden E liege der Nullpunkt des Koordinatensystems, wobei s gleichzeitig die

Tangente in S an den Kreis darstellt. Das heißt: t verläuft durch M. E bildet mit der Achse t den Winkel α, der zwischen 0^o und 90^o liegt. Dann hat jeder Punkt P der Sekante die Koordinaten (s_p , t_p). Da

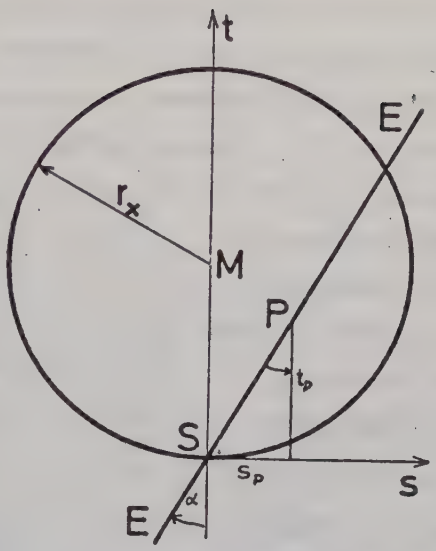


Abb. 19

$tg \alpha = \frac{s_p}{t_p}$, also

$t_p = \frac{s_p}{tg \alpha}$, so

ist dieser Punkt definiert durch die Koordinaten $(s_p , \frac{s_p}{tg \alpha})$. Bei der Projektion des Punktes P auf die s-Achse (also 'Sicht in t-Richtung') behält er nur die Koordinate für P_s (s_p), entsprechend bei der Projektion auf die t-Achse ('Sicht in s-Richtung') nur die Koordinate P_t (t_p). Die Transformation der einen Projektion in die andere schreibt sich:

$$P_s\ (s_p) \longrightarrow P_t\ (t_p)$$

oder

$$P_s\ (s_p) \longrightarrow P_t\ (\frac{s_p}{tg \alpha})$$

Anmerkung: Auf den später vorliegenden photographischen Aufnahmen kann jede Strecke s_p abgegriffen werden. Die mathematische Umwandlung erlaubt dann die Ermittlung weiterer Strecken. Setzt man s_p als bekannte meßbare Strecke voraus, so liegt der Punkt P im Abstand $t_p = \frac{s_p}{tg \alpha}$ 'hinter' der Geraden s.

2. Schritt: Schnitt einer Ebene E durch einen Würfel (Abb. 20): Wir nehmen eine dritte Koordinate z senkrecht zu s und t hinzu. Die Schnittebene E durch den Würfel ergibt ein Rechteck (Abb. 20). Jeder beliebige Punkt P (s_p , t_p , z_p) der Ebene E hat bei der Projektion in die frontoparallele Ebene ('Sicht in t-Richtung') die Koordinaten $P_{s,z}$ (s_p , z_p). Bei der Projektion in die vertikale Ebene ('Sicht in s-Richtung') besitzt er die Koordinaten $P_{t,z}$ (t_p , z_p). Im ersten Falle erscheint die Ebene E als Rechteck, im zweiten Falle als Quadrat. Die Werte für den genannten Punkt P lassen sich analog folgendermaßen transformieren:

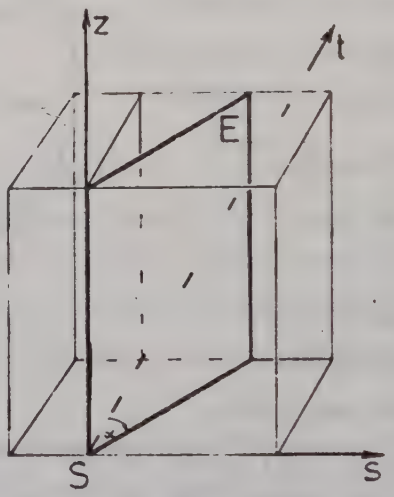


Abb. 20

$$P_{s,z}\ (s_p,\ z_p) \longrightarrow P_{t,z}\ \left(\frac{s_p}{tg\ \alpha}\ ,\ z_p\right)$$

Setzt man z_p ebenfalls als bekannte (meßbare) Strecke voraus, so liegt der Punkt P mit seinen Koordinaten s_p, t_p, z_p eindeutig fest, wobei $t_p = \frac{s_p}{tg\ \alpha}$.

3. Schritt: Schnitt einer Ebene E durch einen Zylinder (Abb. 21): Jede Schnittfläche senkrecht zur Achse eines Zylinders ist ein Kreis mit dem Radius des Zylinders; schräg zu ihr eine Ellipse mit dem kleinen

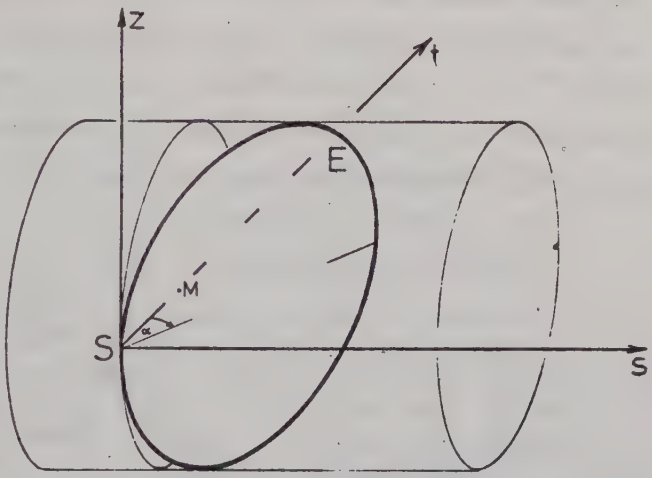


Abb. 21

und konstanten Durchmesser des doppelten Radius. Bei der Projektion dieser Ellipse in t-Richtung (also in die durch s und z aufgespannte Tangentenebene) liegt jeder ihrer Punkte durch $P_{s,z}\ (s_p\ ,\ z_p)$ fest. Bei der Projektion dieser Ellipse in s-Richtung (also in die durch t und z aufgespannte Ebene) ergibt sich $P_{t,z},\ (t_p\ ,\ z_p)$. Diese zweite Projektion verwandelt die Schnittellipse in einen Kreis mit dem Radius des Zylinders. Auch hier lautet die Umformung:

$$P_{s,z}\ (s_p\ ,\ z_p) \longrightarrow P_{t,z}\ \left(\frac{s_p}{\operatorname{tg} \alpha}\ ,\ z_p\right)$$

4. Schritt: Schnitt einer Ebene E durch eine Kugel (Mittelpunkt M, Radius r_x):

Das Koordinatensystem (s,t,z) habe seinen Anfangspunkt in S auf der Kugeloberfläche. s und z tangieren dann die Kugel, die von ihnen auf gespannte Fläche T ist eine Tangentialebene (Abb. 22). Die zwischen s und t aufgespannte waagerechte Ebene schneidet die Kugel in einem Großkreis, dem

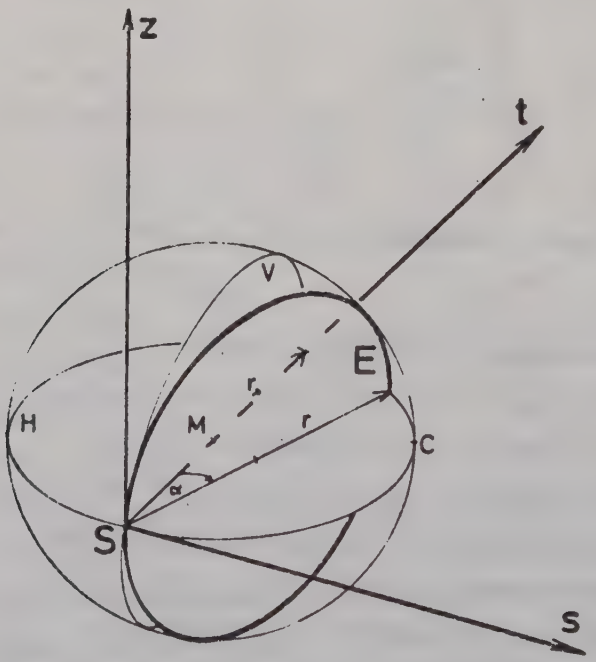


Abb. 22:
Kugel mit der Schnittebene E und den drei Koordinatenachsen s, t, z

Äquatorkreis H. Die zwischen t und z aufgespannte senkrechte Ebene schneidet die Kugel ebenfalls in einem Großkreis V, dem Meridian durch S. Beide Ebenen enthalten M. Die schneidende Ebene E sei um den Winkel α aus der t-z-Ebene gedreht. Sie verläuft noch durch den Scheitel S, aber nicht mehr durch den Mittelpunkt M. (Abb. 23). Die Schnittlinie von E mit der Kugeloberfläche

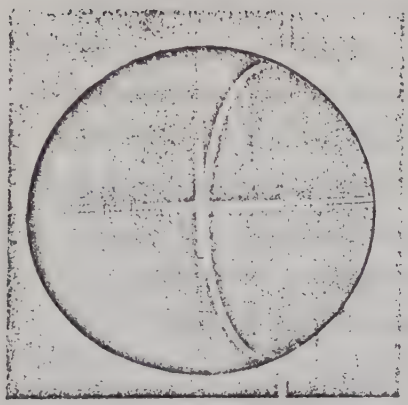


Abb. 23: Kugelmodell. Sicht auf S; Lichteinfall von links

ergibt stets einen sogenannten Kleinkreis, dessen Radius r stets kleiner ist als r_x. Jeder in E liegende Punkt hat die Koordinaten $P_{s,t,z}$ (s_p, t_p, z_p) bzw. nach der Projektion in die Tangentialebene T $P_{s,z}$ (s_p, z_p). In der Ebene E enthaltene Figuren scheinen bei ihrer Projektion in die Tangentialebene T (E $\longrightarrow$ T, also bei der 'Sicht auf T') in s-Richtung zusammengedrückt. So sieht man ein Quadrat als vertikal gestelltes Rechteck (Abb. 24) und einen Kreis als Ellipse mit senkrecht unverändertem Durchmesser.

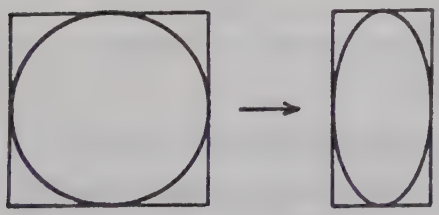


Abb. 24: Ein Kreis oder ein Quadrat erscheinen bei schräger Betrachtung als Ellipse oder Rechteck.

5. Schritt: Vergleich des Denkmodells 'Kugel' mit den Verhältnissen an der Hornhaut:

Für unser vorliegendes Problem erfährt die bisherige Modellvorstellung folgende Präzisierung:

Die Kugelkalotte durch den Punkt S sei die Hornhautvorderfläche. Sie wird in der t-Richtung beobachtet und aus

der gleichen Richtung photographiert. So liegt der Scheitel S dem Beobachter bzw. der Kamera am nächsten. Eine seitlich angebrachte Spaltlampe liefert die Lichtschnittfläche E und markiert sie in Form einer 'Lichtspur' auf der Hornhaut. Die Spaltlampe sei um den Ausstellwinkel α aus der vertikalen Ebene herausgeschwenkt. Die Lichtschnittebene soll die Hornhautoberfläche im Scheitel S treffen.
Auf die hier zugrunde gelegte Vereinfachung 'Cornea = Kugelkalotte' muß später eingegangen werden. Als Arbeitshypothese erscheint sie uns unumgänglich.
Die Lichtschnittfigur der Hornhaut wird nicht auf die Tangentialebene T projiziert, sondern auf die zu T parallel stehende Filmfläche einer Kamera. Diese Parallelverschiebung verändert an der Figur nichts. Vom Film lassen sich die Strecken s_p und z_p abnehmen, dazu $t_p = \frac{s_p}{tg\ \alpha}$ berechnen, so daß jeder Punkt in E mit seinen Koordinaten s_p, t_p, z_p eindeutig festliegt.

Unser Interesse richtet sich in Wahrheit aber auf die Gestalt des Vertikalmeridians. Er soll aus den Daten, die die Lichtschnittebene E bietet, rekonstruiert werden. Ist dies gelungen, so kann er auf graduiertem Papier dargestellt werden. Diese Darstellung muß seinem tatsächlichen Aussehen bei der 'Sicht in s-Richtung' zumindest in ausreichender Näherung ähneln. Es gilt also, einen mathematischen Zusammenhang zwischen der gegebenen 'Sicht in t-Richtung', wie sie im Film vorliegt, und der gesuchten 'Sicht in s-Richtung' herzustellen (Abb. 25).

Bei der Projektion der Fläche E in s-Richtung geht der durch den Lichtschnitt erzeugte Kleinkreis nicht in den Großkreis V über. Er bildet sich in der senkrechten Ebene lediglich als Ellipse mit vertikal unverändertem Durchmesser 2 r ab. Soll sich der Kleinkreis in den Großkreis V verwandeln, müssen - anschaulich gesprochen - alle Punkte von E längs der Kugeloberfläche bis V gleiten. Die Umrech-

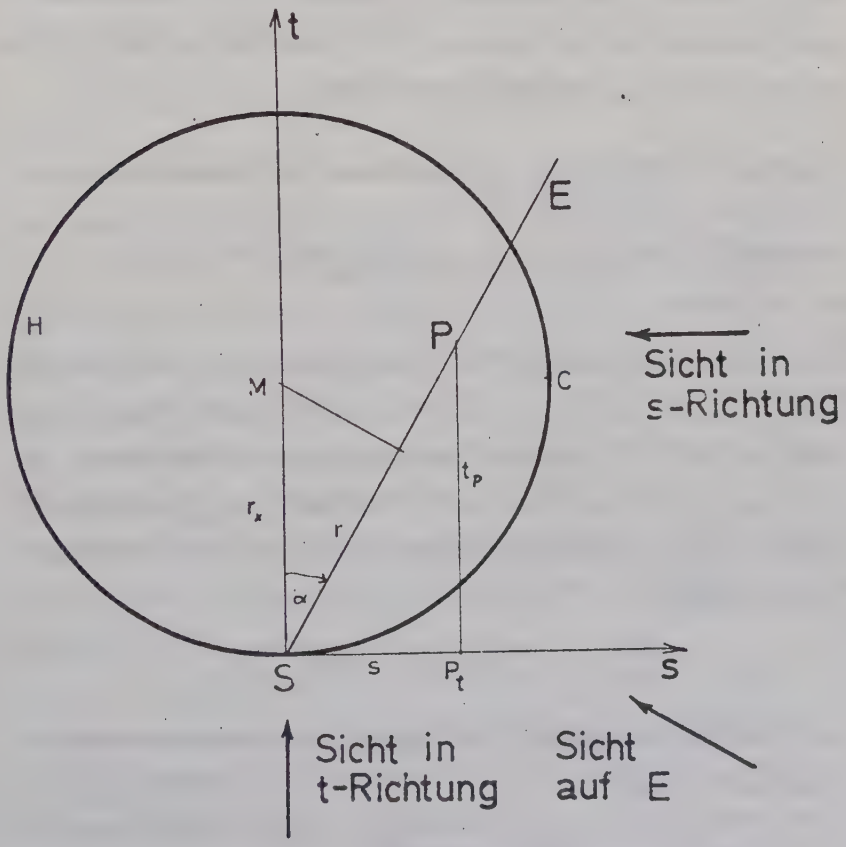


Abb. 25: Ausschnitt aus Abb. 22

nung von r in r_x erfaßt diese Transformation der Kreise. Aus der Skizze 25 entnehmen wir die geometrische Beziehung zwischen r und r_x:

$$\cos \alpha = \frac{r}{r_x}, \qquad \text{also} \qquad r_x = \frac{r}{\cos \alpha}$$

Jede Strecke in E verändert sich bei der Umwandlung um den Faktor $\frac{1}{\cos \alpha}$.

Um nun Strecken oder Figuren aus dem Film in korrespondierende Gebilde der senkrechten Ebene umwandeln zu können, sind mathematisch zwei Maßnahmen notwendig:

Maßnahme I: Die 'Sicht in t-Richtung' wird umgeformt in die 'Sicht auf E'.

Maßnahme II: Die 'Sicht auf E' wird umgeformt in die 'Sicht in s-Richtung'.

Zu I: Für jeden Punkt in der Tangentialebene T mißt man die Koordinaten $P_t\ (s_p\ ,\ z_p)$. Die Strecken s_p und z_p sind jederzeit dem Film zu entnehmen. Bei der Umformung der 'Sicht in t-Richtung' in die 'Sicht auf E' bleiben alle z_p-Strecken erhalten; die s_p-Strecken dehnen sich (z.B. SP_t in SP) nach der Beziehung

$$\sin \alpha = \frac{SP_t}{SP} = \frac{s_p}{SP} \quad \text{d.h.} \quad SP = \frac{s_p}{\sin \alpha}.$$

Für die erste Maßnahme schreiben sich die Koordinaten des Punktes P so um:

$$P_t\ (s_p, z_p) \qquad \text{in} \qquad P\ (\frac{s_p}{\sin \alpha}\ ,\ z_p)$$

Zu II: Wie oben festgestellt, ändern sich alle in E liegenden Strecken bei der Umformung des Kleinkreises in den Großkreis um den Faktor $\frac{1}{\cos \alpha}$. Das gilt auch für die Koordinaten des Punktes P. Für die zweite Maßnahme schreiben sich die Koordinaten des Punktes P folgendermaßen um:

$$P\ (\frac{s_p}{\sin \alpha}\ ,\ z_p) \quad \text{in} \quad P_V\ (\frac{s_p}{\sin \alpha\ .\ \cos \alpha}\ ,\ \frac{z_p}{\cos \alpha}\ ).$$

Die gesamte Transformation von Strecken im Film (bzw. in T) in solche der senkrechten Ebene lautet dann für jeden Punkt so:

$$P_t\ (s_p,\ z_p) \quad \text{in} \quad P_V\ (\frac{s_p}{\sin \alpha\ .\ \cos \alpha}\ ,\ \frac{z_p}{\cos \alpha})\ .$$

Abschließend wollen wir einen Unterschied herausstellen: Für jeden beleuchteten Punkt lassen sich aus dem Film die drei zugehörigen Koordinaten feststellen, s_p und z_p direkt, t_p bei bekanntem Winkel α aus $t_p = \frac{s_p}{tg\ \alpha}$. Die Auswertung einer Figur jedoch bedarf einer vorherigen Abbildung der Ebene 'Film' in die durch den Großkreis V markierte senkrechte Fläche. Dazu die Umrechnung. Sie bedeutet eine Rückverwandlung der Figur des Filmes in die Original-Figur der Ebene E und eine daran anschließende Streckung in allen Richtungen der Ebene E, wie die durch die Dehnung des Kleinkreises in den Großkreis vorgeschrieben ist.

Wir fassen zusammen: Die Lichtschnittebene markiert durch ihren seitlichen Einfall eine Lichtspur auf dem zu untersuchenden Objekt, wo jeder beleuchtete Punkt durch seine seitliche Verschiebung auch seine Tiefenberechnung zuläßt. Das Treppenmodell (Abb. 13) veranschaulicht diesen Sachverhalt

der Seitversetzung bei Tiefenzuwachs deutlich, weil es sprunghaft geschieht. Wenn das beleuchtete Objekt eine kontinuierlich gebogene Fläche besitzt, so kann dessen Lichtschnittebene auch nur eine gleichmäßig auslaufende Figur zeigen. Das prinzipiell gleiche gilt für die Cornea.

c.) Die Meßapparatur

Der Beschreibung der Apparatur geht zweckmäßigerweise eine Übersichtsskizze (Abb. 26) voraus:

Eine Spaltlampe (1) liefert eine schmale und für alle erforderlichen Tiefenschärfebereiche ausreichend gleichmäßige Lichtebene.
Eine Kleinbildkamera (2) nimmt deren Lichtspurmarkierung auf der Hornhaut im Maßstabe 1 : 1 auf.
Dabei vermeidet eine telezentrische Strahlenauswahl jede perspektivische Veränderung (3).
Die Spaltlampe wird um den Winkel $\alpha = 30^{\circ}$ aus der Achse Auge-Kamera herausgeschwenkt und dort befestigt. Insgesamt stehen vier Spaltlampen (4) symmetrisch um die Achse Auge-Kamera derart arretiert.
Durch die Montierung des Fixierpunktes nach dem Kollimatorprinzip (5) befindet sich dieser für den Untersuchten stets im Unendlichen und bewegt sich auch beim Verschieben der Apparatur nicht. Das Auge bleibt ruhig.
Eine Spiegel-Schirm-Anordnung (8) reflektiert Teile der 'Lichtebene' als Markierung auf den Film. Sie dienen bei der Auswertung als Bezugsgerade.

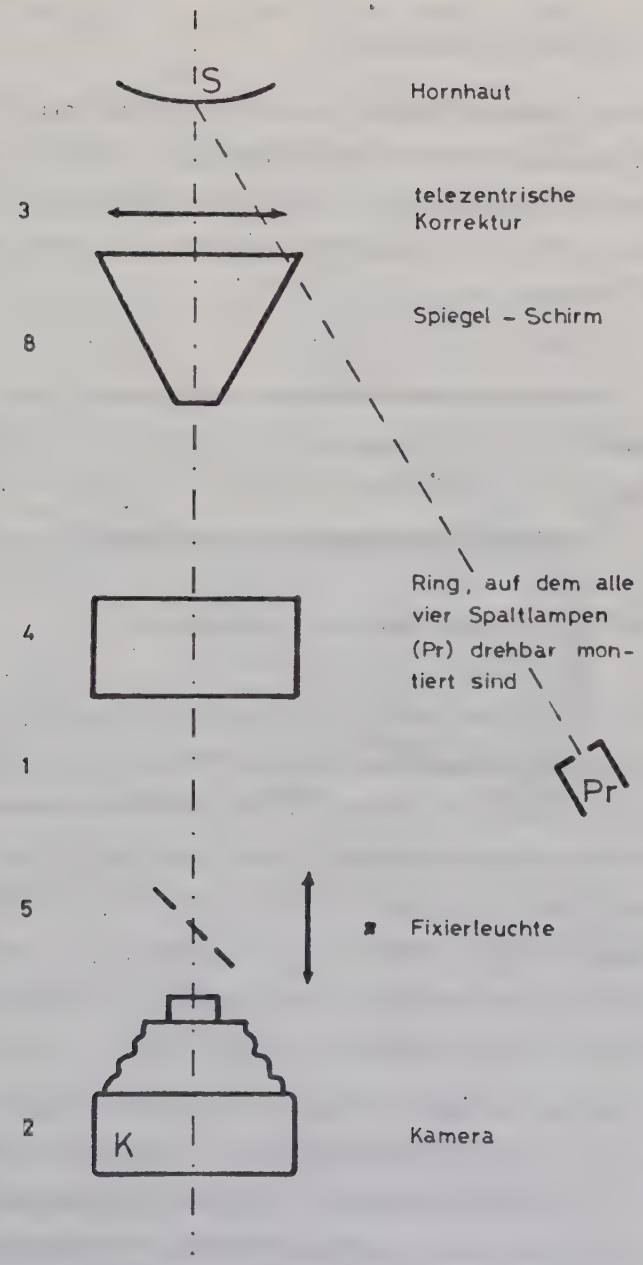


Abb. 26: Schematische Anordnung der Meßapparatur

1. Aufbau der Spaltlampe

Die selbsthergestellte Spaltlampe erfüllt die KOHLER'sche Bedingung. Das heißt, die Lichtquelle L (Abb. 27) wird über einen Kondensator Ko in das Frontlinsenpaar K-K reell abgebildet. Das Frontlinsenpaar seinerseits bildet den Spalt Sp in den Außenraum ab.

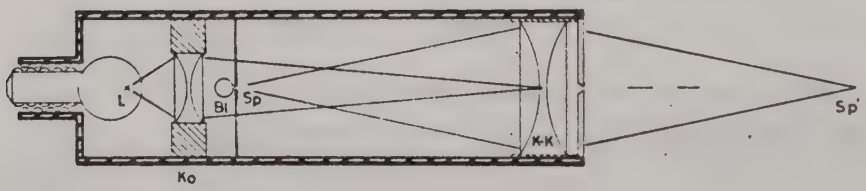


Abb. 27: Die Spaltlampe eigener Konstruktion

Auf diese Weise gewinnt das System eine optimale Lichtausbeute. Der (geradlinige) Leuchtfaden der Lichtquelle L verläuft parallel zum Spalt Sp. Die Größe der dem Frontlinsenpaar K-K vorgeschalteten Blende (als Spaltblende ausgelegt) beeinflußt die Schärfentiefe des im Außenraum stehenden Spaltbildes Sp' maßgeblich. Die Blitzröhre Bl befindet sich direkt hinter dem Spalt und leuchtet ihn somit maximal aus. Sie wird von Trockenbatterien gespeist.

In der Entfernung 2 f vom Linsensystem K-K steht der Spalt Sp; er wird in einer Entfernung von ebenfalls 2 f (im Verhältnis 1 : 1) in den Außenraum hin abgebildet. Die Aperturblende besitzt Spaltform, ist zwei Millimeter breit und steht parallel zu Sp. Die auf diese Weise erzeugte Lichtebene mißt in der

Höhe 30 mm, in der Dicke 0,1 mm und in der Länge ('Tiefe') 10 mm.

Nach GRAEWE ist die Schärfentiefe oder 'Tiefe' der Bildraumbereich, über den hin ein Gegenstand noch scharf abgebildet wird. Für die von uns verwendete Lichtebene forderten wir eine 'Tiefe' von 10 mm.

Man demonstriert und mißt die Schärfentiefe zweckmäßigerweise an einem verfeinerten Treppenmodell von 1 mm Stufenhöhe und 0,5 mm Stufentiefe. Die bereits erwähnte sprunghafte Versetzung des Spaltes ermöglicht nun einen sehr genauen Vergleich einzelner Tiefenabschnitte. Die linke Seite

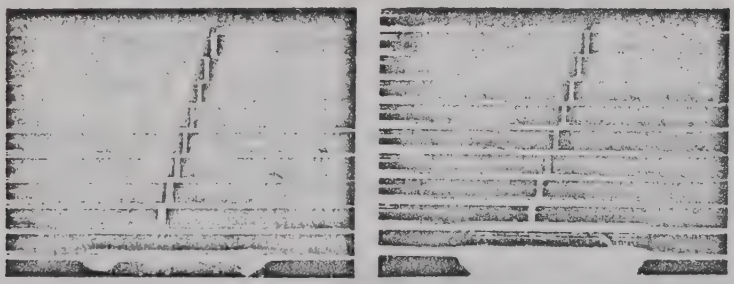


Abb. 28: Treppe zur Demonstration der Lichtspurdicke

li: verschiedene Breite re: gleichbleibende Ausdehnung

der Abb. 28 zeigt ein Spaltbild mit nur einem einzigen schmalen Strich im mittleren Treppenabschnitt (große Aperturblende). Rechts beobachtet man eine praktisch gleiche Lichtspurdicke (kleine Aperturblende) von mindestens sechs Stufen (= 3 mm Tiefe). Einer derartigen Kontrolle der Schärfentiefe halten zum Beispiel die Prospektangaben bekannter Spaltlampenhersteller nur bei kleinster Aperturblende stand.

2. Die photographische Ausrüstung

Eine Kleinbildkamera nimmt das Spaltbild der Hornhaut auf. Sie steht dem Auge gegenüber. Ihre optische Achse fällt mit der Linea visus des Untersuchten zusammen. Diese Koinzidenz erreichen wir mit Hilfe der Fixiereinrichtung (siehe Punkt 5). Das Objektiv hat eine Brennweite von 9 cm bei Blenden von 4 bis 32. Ein Balgengerät gestattet ein Abbildungsverhältnis von 1 : 1.

Die Tiefenschärfe der Aufnahmeapparatur wurde ebenfalls am Treppenmodell gemessen. Sie betrug etwa 10 mm, war also für alle in Frage kommende Objekte an der Hornhaut ausreichend. Das Filmmaterial Ilford HP 4 erscheint uns bei der erforderlichen höchsten Empfindlichkeit noch optimal feinkörnig.
Die Beobachtung des Objektes erfolgte über einen Spiegelaufsatz durch das Kameraobjektiv hindurch.

3. Telezentrische Strahlenauswahl

Leider machte sich bei den ersten Aufnahmen der Effekt einer entfernungsabhängigen Bildgrößenänderung bemerkbar, deutlich erkennbar bereits an Objekten von 3 mm Tiefenerstreckung. Er mußte optisch korrigiert werden. Dazu bot sich das Verfahren einer dingseitigen telezentrischen Strahlenauswahl an (GRAFF, FLÜGGE, NAUMANN, REINER):

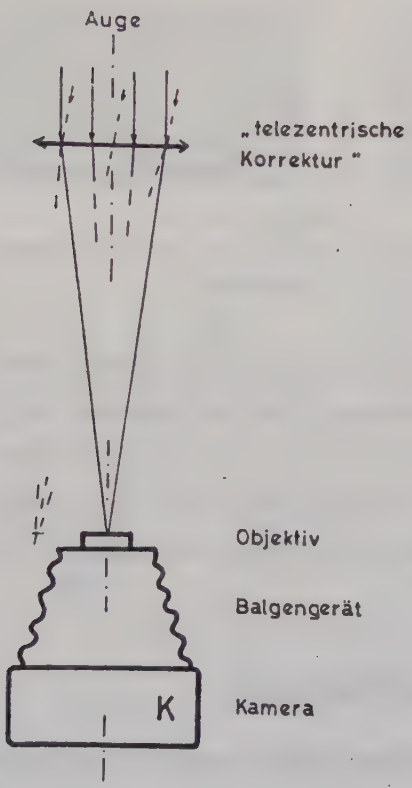
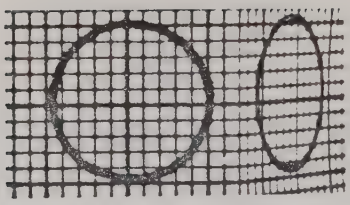


Abb. 29: Anordnung der "telezentrischen Korrektur" zur Kamera

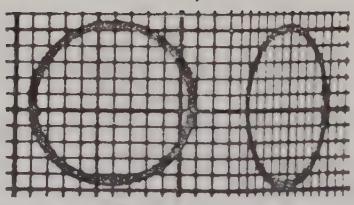
Vor das Objektiv der Kamera stellt man zusätzlich eine Sammellinse (bei uns 4,5 dpt), deren Brennpunkt in die Aperturblende der Kamera zu liegen kommt (Abb. 29). Durch diesen Kunstgriff können nur diejenigen (vom Objekt 'Auge' stammenden) Strahlen die Lochblende passieren, die im Dingraum der Zusatzlinse von + 4,5 dpt achsenparallel, das heißt: telezentrisch, verlaufen. Es handelt sich also um das gleiche Prinzip der telezentrischen Perspektive, das zum Beispiel WESSELY in seinem Keratometer verwendet hat. Die telezentrische Korrektur erfordert eine kleine Blende des Objektivs, weil sonst die Strahlenauswahl nicht streng genug stattfindet.

Das linke Bild der Abb. 30 zeigt die Ansicht eines geknickten Millimeterpapiers mit einer frontoparallelen Ebene (a.) und



a. b.

Abb. 30: Aufnahme ohne Korrektur



a. b.

Aufnahme mit "telezentrischer Strahlenkorrektur"

und einer um 30° aus dieser Stellung geschwenkten Ebene (b.) bei perspektivischer Verkürzung. Die horizontalen Linien des Millimeterpapiers laufen sichtlich nach hinten zusammen. Die rechte Aufnahme wurde vom gleichen Objekt mit telezentrischer Korrektur gemacht: Die Horizontallinien des Millimeterpapiers erscheinen parallel.

4. Stellung von Spaltlampe und Kamera

Die Lichtebene der Spaltlampe fällt seitlich ein. Es ist ratsam, zwischen der optischen Achse der Kamera und der Richtung des Lichtbündels einen konstanten Anstellwinkel α festzulegen, die Spaltlampe also in einer um α herausgeschwenkten Stellung zu arretieren. Ein zu kleiner Winkel α ergibt nur kleine s_p-Werte auf dem Film; bei zu großem Anstellwinkel stören Nase, Stirn und Wimpern. Auch im Hinblick auf das Rechnen mit den trigonometrischen Funktionen $\sin\alpha$ und $\cos\alpha$ wählten wir einen Winkel von $\alpha = 30°$. Die Schärfetiefenbereiche von Spaltlampe und Kamera stimmen überein. Weil beide Geräte nur fest mechanisch gekoppelt bewegt werden können, bleibt der gemeinsame Schärferaum stets erhalten.

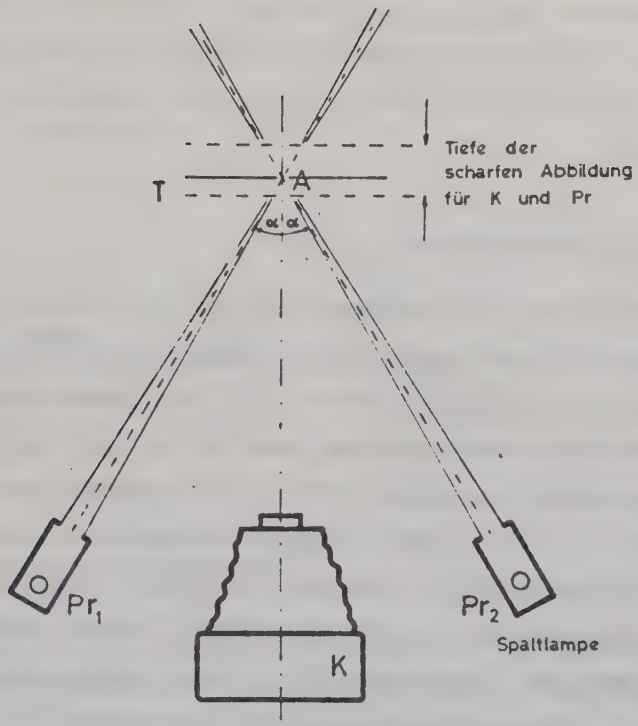


Abb. 31: Stellung von Kamera und Spaltlampen zueinander

Der ersten Spaltlampe Pr_1 mit dem Anstellwinkel α zur Kameraachse steht spiegelbildlich eine zweite Spaltlampe Sp_2 gegenüber (Abb. 31). Eine dritte und vierte Lampe sind unter analogen Bedingungen senkrecht zu den beiden ersten befestigt. Die Tiefenschärfebereiche sämtlicher Spaltlampen fallen zusammen. Alle vier Spaltlampen ruhen auf einem soliden Haltering und lassen sich (nur zugleich) um die Kameraachse herum drehen, das heißt: auf jeden gewünschten Meridian der Cornea einstellen. Eine Längsverschiebung in Richtung der Schwenkachse ist nur mit dem Aufnahmegerät gemeinsam möglich.

Das bedeutet: Bei der Scharfstellung der Kamera auf das Objekt bewegen sich die Spaltlampen gleichsinnig mit und liefern stets dort ihre besten Lichtebenen, wo auch der Schärfenraum der Kamera liegt.

5. Die Fixiereinrichtung

Bei der Einstellung des Hornhautspaltbildes und der photographischen Aufnahme muß das Patientenauge still stehen; es braucht dazu einen Fixierpunkt. Dieser sollte sich nicht bewegen, keine Akkommodation provozieren und immer im Fernpunkt des Probantenauges bleiben. Theoretisch müßte der Fixierpunkt außerhalb der Apparatur befestigt sein, damit er sich bei den Justierungsmanipulationen des Untersuchers - und damit das Auge auch - nicht bewegen kann. Das ist technisch mit einem Kunstgriff möglich. Denn der Untersuchte sieht ja stets geradeswegs in die Kamera - die wiederum beim Einstellen mitbewegt wird.

Das emmetrope, akkommodationslose Auge sieht ein Objekt stets im Unendlichen, wenn dessen Strahlen parallel eintreffen. Wir stellen nun dieses Objekt - eine Lichtquelle - in den dingseitigen Brennpunkt einer Sammellinse; die Strahlen werden bildseitig parallel weiter verlaufen, auch bei Spiegelung an einer Glasplatte oder bei gleichzeitigem und gleichsinnigem Verschieben von Lichtquelle, Linse und Glasplatte (Abb. 32).

Diese Anordnung nach BLIX kann seitlich zur Kameraachse angebracht werden. Die parallel gemachten Strahlen des Fixierpunktes fallen auf die Glasplatte und werden von dort parallel zur Instrumentenachse ins Auge gespiegelt. Für den Patienten

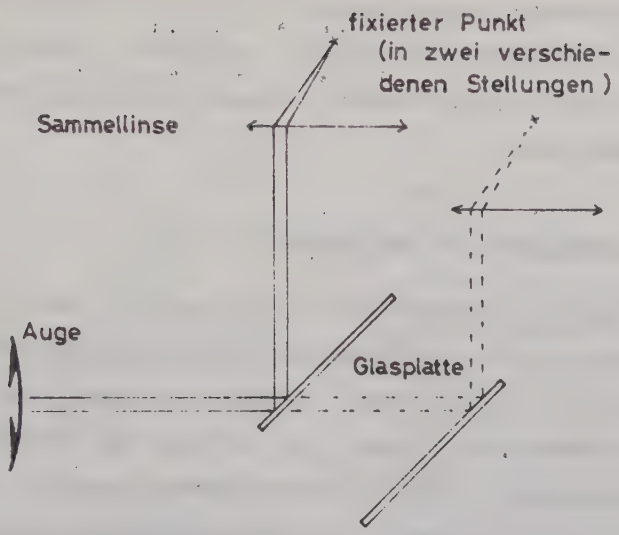


Abb. 32: Eingeblendeter Fixierpunkt

erscheint dann der beobachtete Punkt stets am gleichen Ort. Fehlsichtigkeiten des Probanten gleicht man aus durch Verschieben der Sammellinse entlang der Achse.

Der Bulbus bewegt sich also bei der Einstellung der Kamera nicht mit. Die beim Meßakt verlangte Mitarbeit des Untersuchten wird auch für längere Zeit nicht als belastend empfunden. Hindernisse bilden Nystagmus, erhebliche Fehlsichtigkeit, Blindheit oder mangelnde Bereitschaft des Patienten.

Eine Anmerkung zur Terminologie sei hier erlaubt: Wir berücksichtigen nach GIRARD den Durchstoßpunkt der Linea visus durch die Hornhautoberfläche, die Pupillenmitte und den topographischen Corneascheitel S als drei verschiedene markante Orte des Hornhautgewölbes. In unserem Falle liegt S stets der Kamera am nächsten. Um ihn herum befindet sich ein kleinster

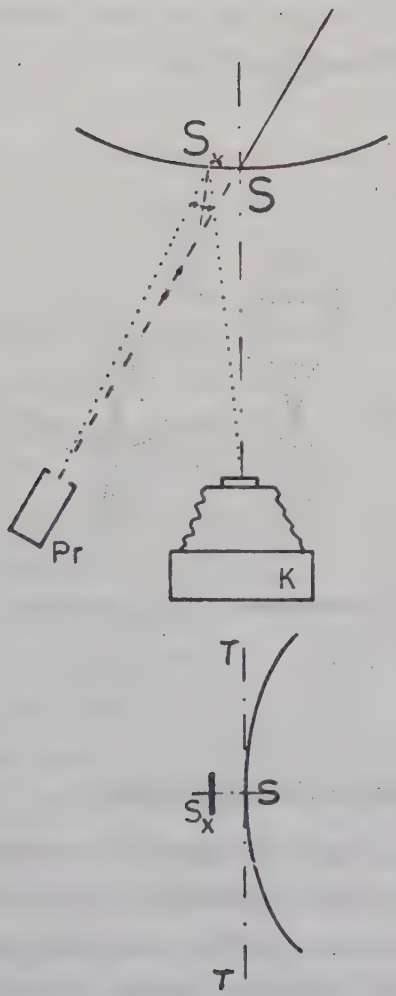
frontoparalleler Flächenbezirk. Mit der Linea visus stellt der Patient seinen Bulbus auf den angebotenen Fixierpunkt fest. Die Pupillenmitte bleibt praktisch immer ein schwer bestimmbarer Ort.

6. Die Spaltbilder auf der Cornea

Auf der Hornhaut markiert eine von links unter dem Winkel α zur Achse einfallende vertikale Lichtebene E einen nach rechts geöffneten senkrechten Bogen. Geht die Lichtspur dabei durch den Hornhautscheitel S (Abb. 33), so liegt das Spiegelbild S_x der Aperturblende außerhalb dieses Bogens (scheinbar) auf der Hornhaut. Die in S gedachte frontoparallele Tangentenebene T wird von der Lichtebene in einer Geraden TT geschnitten, die in S eine Tangente an die Hornhaut und an den Lichtspurbogen darstellt. Sie wird bei der Aufnahme auf dem Film durch die Spiegel-Schirm-Anordnung markiert und dient dort als Bezugsgerade bei der Auswertung.

Orientierend kann man zunächst festhalten: alle erleuchteten Hornhautpunkte rechts von TT befinden sich hinter der Tangentenebene T, je weiter rechts, desto weiter hinten. Entscheidend ist die seitliche Beobachtungsweise der Lichtebene E.

Die zweite nun von rechts ebenfalls unter α einfallende Lichtebene liefert einen nach links offenen Bogen auf der Hornhaut bzw. auf dem Film (Abb. 34). Schneiden sich beide Lichtebenen in S, so müssen sich hier 'ihre' Bögen berühren. Ihre Bezugsgeraden TT fallen dann zusammen.



1 Spaltlampe

Vier Spaltlampen in der vorher beschriebenen symmetrischen Anordnung um die Instrumentenachse gruppiert ergeben im Film zwei sich kreuzende Bogenpaare mit nur zwei senkrecht aufeinander stehenden Bezugsgeraden, alle im Scheitel S koinzident. Genau diese Einstellung wird zum Photographieren angestrebt. Da die Spaltlampen um die Instrumentenachse gedreht werden können, sind sämtliche Zwischenstellungen der Bogenpaare auf beliebige Hornhautmeridiane möglich.

Abb. 33: Anordnung von Spaltlampe und Kamera zur Hornhaut; (oben)
Hornhautbild, Bezugsgerade TT, Spiegelbild S_x der Spaltlampe (unten)

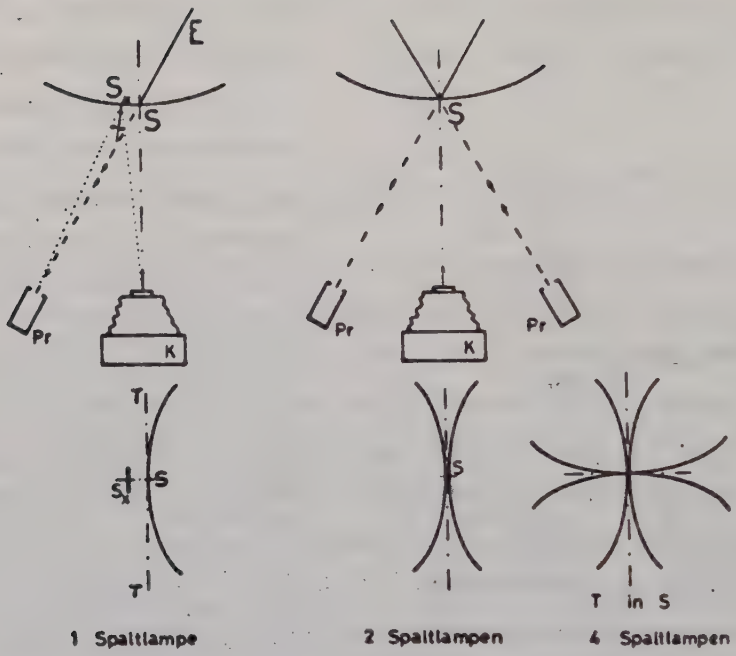


Abb. 34: Anordnung wie Abb. 33

7. Hilfen zum Aufsuchen der geeigneten Meßposition

Die fixe symmetrische Anordnung der vier Spaltlampen um die Kameraachse erleichtert den Einstellungsvorgang auf das Objekt wesentlich. Dazu gehört erstens das Auffinden des frontoparallelen Flächenstückes um S durch Spiegelung und zweitens die Scharfeinstellung auf S mit Hilfe des sogenannten Koinzidenzprinzips.

Zu erstens: Das Lichtbündel einer Spaltlampe wird ausschließlich von dem frontoparallelen Flächenareal um S auf die Aperturblende der gegenüberliegenden Spaltlampe gespiegelt. Das heißt: die Meßapparatur ist dann richtig zum Probantenauge justiert, wenn das von der Hornhaut reflektierte Lichtbündel der einen Spaltlampe genau auf die Schlitzblende (Aperturblende) der spiegelbildlich gegenüberliegenden Spaltlampe ('Partnerspaltlampe') auftrifft (Abb. 35). Bereits kleine Abweichungen aus dieser Position sind klar zu erkennen. Die simultane Spiegelung zweier rechtwinklig zueinander stehender Lichtebenen etwa von links her und von oben her in 'ihre' gegenüberliegende Partnerspaltlampenapertur läßt sich nur dann erreichen, wenn das frontoparallele Flächenareal um S tatsächlich gefunden wurde. Bei feststehendem Bulbus findet man diesen Ort, den Hornhautscheitel S, stets wieder. Die Aufnahme hat damit einen echten Bezugspunkt und ist reproduzierbar.

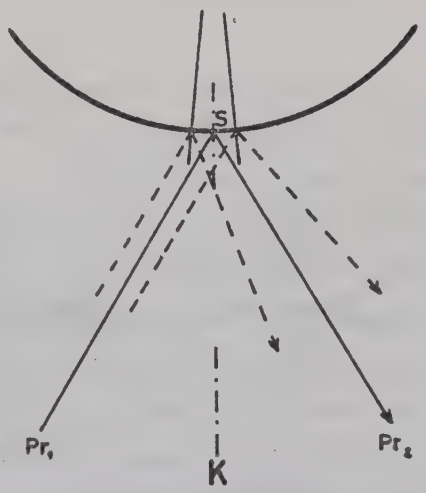


Abb. 35: Verdoppelte Fehleranzeige bei Spiegelung

Auf dem Film befindet sich S im Schnittpunkt der Bogenpaare.

Zu zweitens: Im Hornhautscheitel berühren sich die Bögen paarweise, wenn S genau in der Ebene T liegt, also optimal im Tiefenschärfebereich von Kamera und Spaltlampen (Abb. 36,linke Stellung). Befindet sich S vor T, so 'wandern' die Bögen in

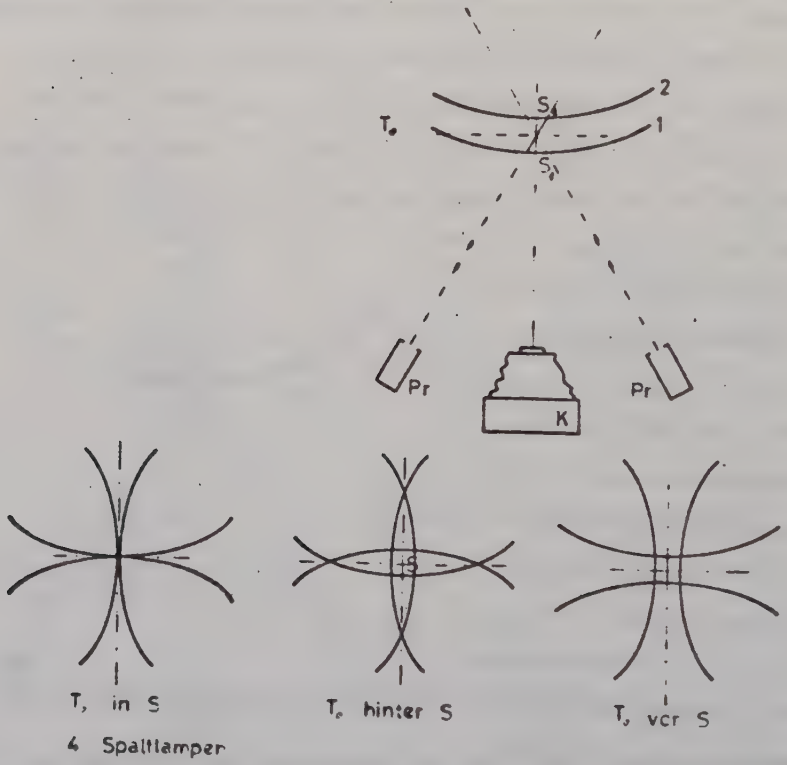


Abb. 36: Anordnung wie Abb. 33

Richtung ihrer konvexen Seite und überschneiden sich dabei gegenseitig (Abb. 36, mittlere Stellung), liegt S hinter T, erreichen sich die Bogenpaare nicht (Abb. 36, rechte Stellung). Es genügt also beim Scharfstellen auf den Hornhautscheitel, alle vier Bögen in S zur Berührung zu bringen. Damit wird das

sonst mühsame, subjektiv belastete Scharfstellen für den Untersucher reduziert auf Koinzidenz der Lichtspuren auf der Hornhaut.
Eine falsche Einstellung der Spaltlampen auf die Cornea zeigt sich bei der Verschiebung der Bogenpaare besonders deutlich, weil sich beide gegensinnig bewegen (zueinander oder auseinander). Die Scharfstellung nach dem Koinzidenzprinzip gelingt mühelos.

8. Die Markierung der Bezugsgeraden TT (Spiegel-Schirm-Anordnung)

Für die Auswertung der photographischen Aufnahme muß auf dem Film eine Bezugsgerade zu jedem einzelnen Lichtschnitt vorhanden sein. Ein Spiegel und ein Schirm ermöglichen dies folgendermaßen: Die obersten und untersten Abschnitte der vertikalen Lichtebene treffen nur das Ober- oder Unterlid und sind dort entbehrlich. Je ein frontoparallel gestelltes oberflächenverspiegeltes Glas S1 (Abb. 37) reflektiert diese Strahlenteile und liefert nun in S' die Lichtebenenenden. Man erkennt sie auf einem hellen Schirm in S'. Die Strecken S-S1 und S'-S1 sind gleichlang (= d). Die Kamera nimmt beide Lichtstriche (T, T) oben wie unten über die gleichen Spiegel wieder auf, kann dabei jedoch nicht unterscheiden, daß die Strahlen zwischendurch gespiegelt wurden. Das bedeutet: Beim Photographieren verlagern sich die Lichtmarken scheinbar von S' an die Stellen ober- und unterhalb von S, wo auch die Bezugsgerade TT verlaufen würde. Auf dem Filmnegativ bleiben sie an diesem Ort markiert, unabhängig davon, ob S mit T zusammenfällt oder nicht.

Eine geringfügige Verschiebung der Schirme S' in Richtung auf das Auge zu (bis T_1, Abb. 37 unten) ergibt eine Versetzung der Markierungen TT nach T_oT_o auf dem Film vor den Cornea-

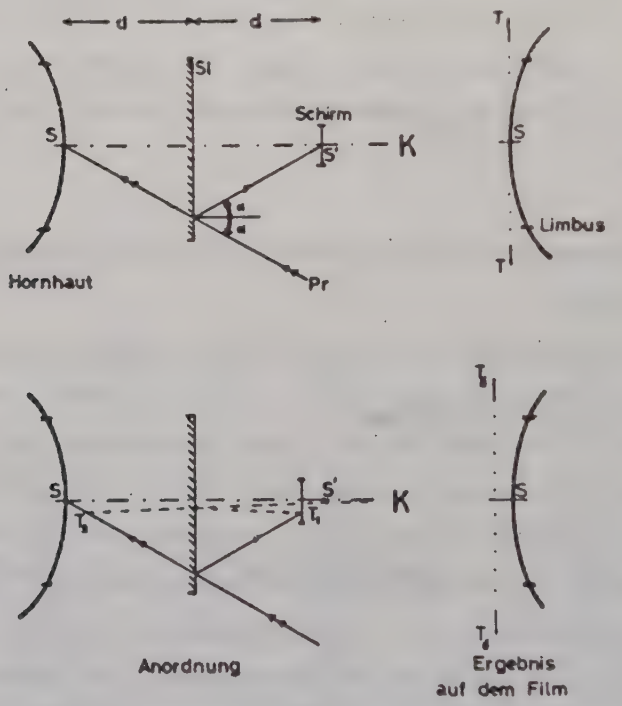


Abb. 37: Die Spiegel-Schirm-Anordnung markiert die Bezugsgerade durch S (oben TT) oder neben S (unten T_oT_o)

Bogen. Die neue Bezugsgerade steht somit scheinbar vor und neben S. Die Auswertung ändert sich durch diese Verschiebung nicht, ist aber erleichtert.

Die beschriebene Spiegel-Schirm-Anordnung ermöglicht die gleichzeitige Markierung der Bezugsgeraden T_oT_o und 'ihres' Hornhautbogens auf dem Film jeweils durch ein und dieselbe Spaltlampe.

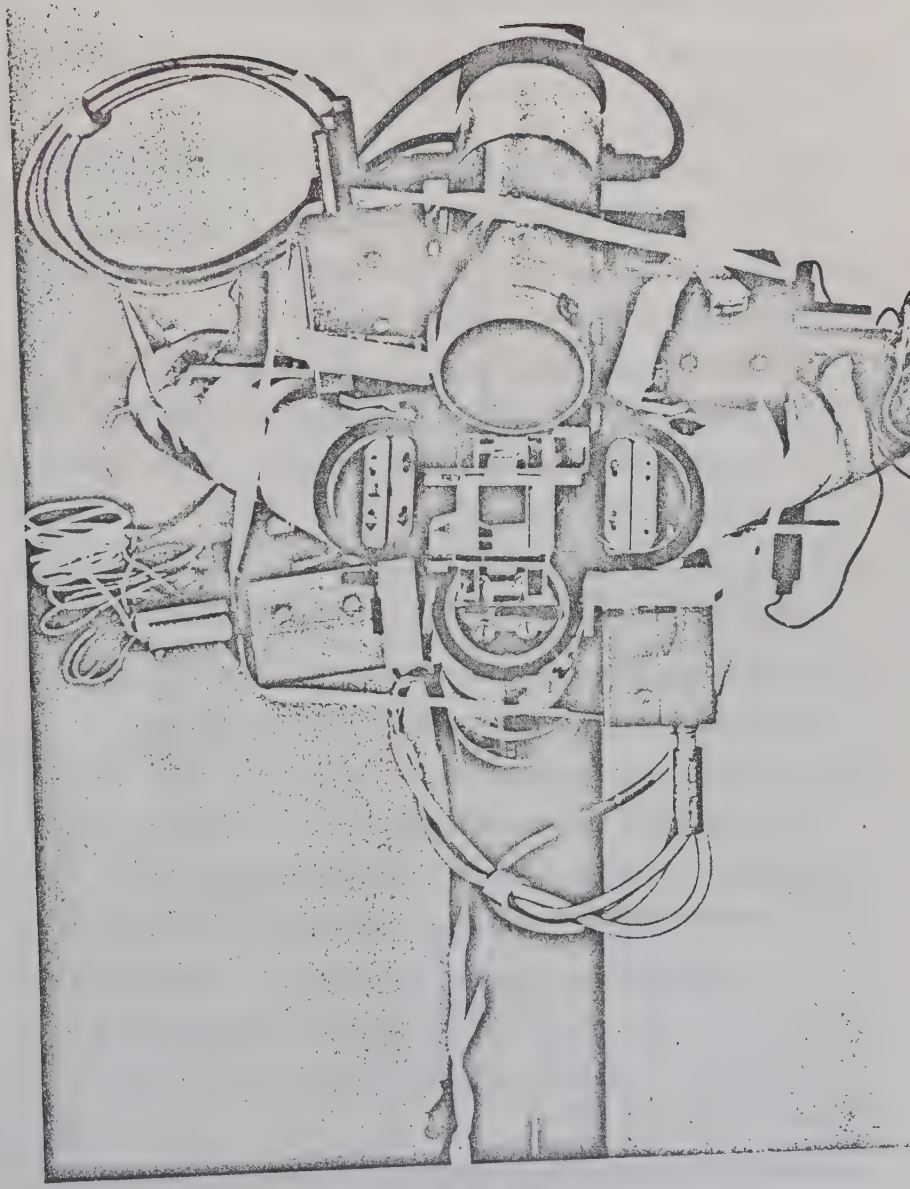


Abb. 38: Frontalansicht des Prototyps der Aufnahmeapparatur

d.) Das Photographieren des Patientenauges

Zusammenfassend beschreiben wir den Vorgang beim Photographieren der Hornhaut.

1. Der Patient setzt sich bequem vor das Gerät und hält den Kopf, durch Kinn- und Stirnstützen fixiert, ruhig.
2. Der Patient betrachtet die Fixationsmarke in seinem Fernpunkt und stellt somit seinen Augapfel fest.
3. Der Patient macht kurz die Augen zu. Eine erste orientierende Einstellung auf das geschlossene Oberlid beschleunigt und erleichtert den Aufnahmevorgang deutlich. Der Hornhautscheitel liegt jetzt dicht dahinter.
4. Einen weiteren genäherten Anhalt gibt bei nun wieder geöffnetem Auge die Justierung auf die Pupillenmitte.
5. Es wird die frontoparallele Fläche um S durch Reflexion an der tränenbenetzten Hornhautoberfläche aufgesucht.
6. Die exakte Scharfeinstellung auf das Objekt durch die Koinzidenz der Hornhautbögen ist dann in wenigen Sekunden möglich. Die Apparatur wurde zweckmäßigerweise auf einem Kreuztisch montiert, der sich sehr zügig bedienen läßt.
7. Das Auslösegestänge koppelt Springblende, Kameraverschluß, Sucherspiegel und Blitzröhren synchron (Es ist auf den Abbildungen 38 wegen der übersichtlichen Darstellbarkeit der Apparatur entfernt).
8. Von jedem Auge werden normalerweise zwei Aufnahmen geschossen, und zwar der senkrechte und waagerechte Meridian simultan, anschließend eine Zwischenstellung (Drehung um

45 °). Selbstverständlich ist auch jede andere Position möglich.

Wir fassen den Vorgang, wie er sich bisher bietet, zusammen: Zur Verfügung steht die Photographie einer Hornhaut nebst Sklera (Abb. 39), auf der zwei Paare senkrecht zueinander stehender, bogenförmiger Lichtschnitte zu sehen sind. Deren Anstellwinkel α zur Instrumentenachse bleibt konstant. Der Kreuzungspunkt der Lichtschnitte ergibt den Hornhautscheitel S.

Abb. 39: Photographie einer Hornhaut mit vier Lichtspuren und den Markierungen T_oT_o am Rande

Am Rande sind zu jedem Bogen die zugehörigen Bezugsgeraden markiert.

Gesucht wird nun das Profil der Hornhaut in den durch die Lichtschnitte getroffenen Meridianen (am besten dargestellt in zwanzigfacher Vergrößerung auf graduiertem Papier).

e.) Die Auswertung des Filmes

Zuvor sei die weitere Bearbeitung des Filmnegativs kurz skizziert.

Die Markierungen T_oT_o dienen zunächst der korrekten Einrichtung des Filmes für die Auswertung der vier vorhandenen Hornhaut-Lichtschnitte. Bei 46facher Vergrößerung projiziert man

nun je einen von ihnen auf eine mit Maßstab versehene Unterlage und markiert dort die Hornhautpunkte in wählbar dichten konstanten Schritten entlang der Bezugsgeraden T_oT_o. Gemessen werden die Abstände der Punkte von dieser Geraden. Verbindet man die so erhaltenen Punkte, so ergibt die derart gefertigte Kurve den gesuchten optischen Schnitt durch S in einem gewünschten Meridian bei zwanzigfacher Vergrößerung in seitlicher Ansicht als sogenanntes 'Profil'. Mit Hilfe einer durchsichtigen Schablone werden anschließend Kreisbögen schmiegend an die vorliegende Kurve angepaßt und so näherungsweise zu ihrer Beschreibung verwendet. Die zwanzigfache Vergrößerung erleichtert diesen Arbeitsvorgang erheblich. Die vorhandene Koordinatenachse erlaubt die notwendige Orientierung. Die Auswertung mehrerer sich in S kreuzender Lichtschnitte gestattet schließlich einen Rückschluß auf die Gestalt des Hornhautgewölbes und die sklerale Peripherie. Sie ermöglicht weiter die Beschreibung der Rückflächengestalt einer dazu passenden Kontaktlinse.

Numerische Zusammenhänge:

Die Marken T_oT_o ergeben auf dem Film die zu TT parallele Bezugsgerade. TT verläuft ja in der Tangentenebene T an die Hornhaut durch S. Die Schritte entlang T_oT_o sind beliebig. Je nach Bedarf können pro Meridian ohne weiteres 100 Meßpunkte entnommen werden. Wir begnügen uns mit Abständen von 0,5 mm auf der Hornhaut, also etwa mit 25 bis 30 derartigen Meßorten.

Als graduierte Unterlage bietet sich Millimeterpapier an. Auch für die übertragenen Kurven eignet es sich gut. Die 46fache

Vergrößerung resultiert aus der Kombination des ersten Zwischenschrittes 'Sicht in t-Richtung' in die 'Sicht auf E', des zweiten Zwischenschrittes 'Sicht auf E' in die 'Sicht in s-Richtung' (siehe Seite 42) und der erwünschten zwanzigfachen Vergrößerung der Profilkurve.

Die beiden ersten Maßnahmen zusammen ergeben für jeden Punkt die Koordinaten

$$P_V \left(\frac{s_P}{\sin \alpha \cdot \cos \alpha} , \frac{s_P}{\cos \alpha} \right) .$$

Je größer die Kurve, desto besser gelingt die Schmiegung der Kreisbögen an die Kurve, auch das Abgreifen der einzelnen Hornhautpunkte von der Bezugsgeraden. Umgekehrt sprengen zu große Profile jedes Papierformat. So empfiehlt sich die 20-fache Vergrößerung. Damit erhalten wir die endgültigen Maße

$$\frac{20 \cdot s_P}{\sin \alpha \cdot \cos \alpha} , \frac{20 \cdot s_P}{\cos \alpha}$$

Bei konstantem Winkel $\alpha = 30^{\circ}$ bedeutet dieses zahlenmäßig:

$$46{,}188 \cdot s_P \quad , \quad 0{,}5 \cdot 46{,}188 \cdot s_P$$

Mit einer Vergrößerung des Filmnegativs von 46,188 und einer anschließend vorgenommenen Halbierung der Schritte in T_oT_o-Richtung erfaßt man demnach sämtliche Transformationen. Es ergibt sich der gewünschte Schnitt durch die Hornhaut in S in seitlicher Sicht, je nach Schrittlänge durch beliebig viele Kurvenpunkte dargestellt.

f.) Fehlerdiskussion

1. Vorbemerkung

Die gewünschte Genauigkeit für die Bestimmung der Wölbungsform der Hornhaut bzw. des vorderen Bulbusabschnittes erfordert eine besonders eingehende Fehlerbetrachtung. Hier liegt vorerst allen Überlegungen eine Kugeloberfläche vom Radius 8 mm als sogenanntes Arbeitsmodell zugrunde. Die äußeren Einflüsse blieben bei der Photographie nach Möglichkeit konstant: Alle Aufnahmen wurden etwa zur gleichen Tageszeit, Jahreszeit, im gleichen Raum, bei gleicher Abdunkelung der Umgebung, mit den gleichen begleitenden Worten und von der gleichen Person ausgeführt.
Fehler können auftreten durch schlechte Justierung des Gerätes, durch falsche Einstellung auf das Objekt, durch fehlerhafte Auswertung und durch ungenaue Voraussetzungen bzw. unzulässige rechnerische Vereinfachungen der Auswertung.

2. Die Spaltlampe

a. Der Winkel α einer Spaltlampe sei um ein halbes Grad falsch eingestellt. Er beträgt nunmehr $30{,}5^{\circ}$. Dann ändern sich die Koordinaten für einen Punkt nach der Transformation von 'Sicht in t-Richtung' in 'Sicht in s-Richtung' folgendermaßen:

$$\left(\frac{s_P}{0{,}5 \cdot 0{,}867}, \frac{z_P}{0{,}867}\right) = \left(\frac{s_P}{0{,}4335}, \frac{z_P}{0{,}867}\right) \qquad (30^{\circ})$$

$$\left(\frac{s_P}{0{,}507 \cdot 0{,}862}, \frac{z_P}{0{,}862}\right) = \left(\frac{s_P}{0{,}47034}, \frac{z_P}{0{,}862}\right) \qquad (30{,}5^{\circ})$$

Das ergibt eine Fehlstellung von 0,7 mm. Für die Abweichung einer Spaltlampe um ein halbes Grad wird ihr Lichtschnitt um 0,7 mm neben S auftreffen - ein Betrag, den der Beobachter sofort bemerkt und der weitaus zu groß ist. Nun werden stets vier Spaltlampen simultan benutzt; ihre Lichtebenen müssen sich in einem Punkte schneiden. So bedeuten drei Spaltlampen jederzeit die Kontrolle für die vierte. Bei der Probe mit einem planen Stück Papier schneiden sich bei korrekter Stellung alle vier Spalte in einem Punkte. Bei Fehlstellung einer Spaltlampe auch nur um einen geringen Betrag decken sich nur zwei gegenüberliegende Spaltbilder, die beiden anderen jedoch dahinter oder davor. Die Möglichkeit, daß sämtliche Spaltlampen um den gleichen Fehlbetrag in der gleichen Richtung falsch stehen und damit wieder nur einen einzigen Schnittpunkt auf dem Papier zeigen, erscheint zu theoretisch.

Wir halten fest: Eine Spaltlampe darf nur genau unter dem Winkel α einstrahlen. Eine Routine-Kontrolle bleibt von Zeit zu Zeit anzuraten - ein Stück planes Papier genügt hierzu.

b. Der Spalt ist zu breit.

Jeder Lichtschnitt durch die Hornhaut besteht aus einem Bogen endlicher Breite. Sein äußerer Rand stammt vom Epithel, sein innerer von Substantia propria und Endothel. In der Mitte überlagern sich beide. Ein breiter Spalt trifft außen und innen eine breitere Grenzschicht bei gleichbleibender Hornhautdicke. Der beleuchtete Bogen verbreitert sich zu-

sätzlich durch die schräge Betrachtungsrichtung. Es überlagern sich natürlich die beleuchteten hinteren tiefen mit den vorderen oberflächlichen Hornhautschichten (Abb. 40).

Zur Auswertung benötigt man lediglich den äußersten konvexen Rand auf dem Film. Die Hornhautdicke bleibt also unberücksichtigt. Uninteressant ist dann auch der beleuchtete Teil der anderen Schichten, insbesondere der Substantia propria. Sie liegen außerhalb der Betrachtung und verfälschen nicht.

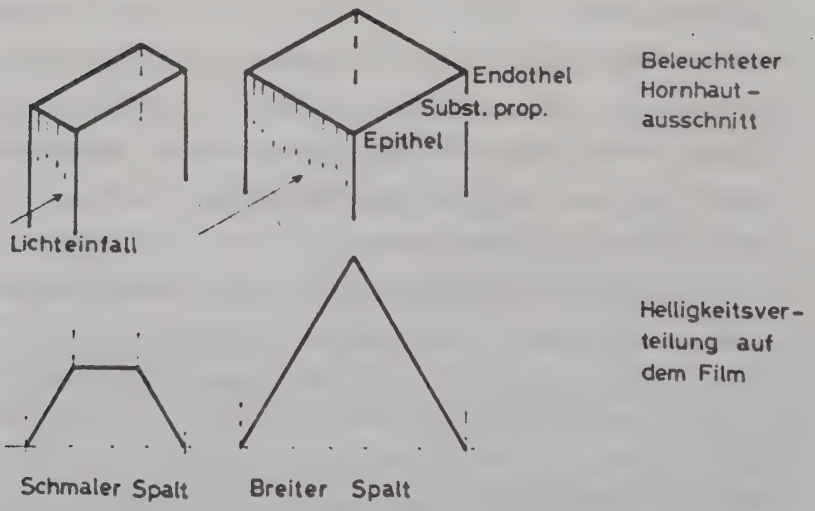


Abb. 40: Einfluß der Lichtspaltbreite auf die Schwärzung auf dem Film

Allerdings fällt bei doppelt breitem Spalt auch doppelt so viel Licht auf die Hornhaut. Der Film registriert die größere Helligkeit mit stärkerer Schwärzung, die zu einer Überstrahlung führen kann. Die am stärksten überlagerten

belichteten Schichten befinden sich jedoch in deutlicher Entfernung von der wichtigen konvexen Kante des Lichtbogens, werden also sie nicht beeinflussen. Sollte dieser Fall doch eintreten, wird sich durch die auftretende Überstrahlung eine Verlagerung der Schwärzung auf dem Film zur konvexen Seite hin ergeben. Wenn diese Verschiebung gleichmäßig ist, resultieren keinerlei Formveränderungen des Hornhautbogens, also auch keine Fehler in der Auswertung. Zweifellos behebt eine kleinere Blende dieses Problem; bei unterschiedlicher Transparenz der Cornea ist sie unumgänglich.

Kurz: Auf die Auswertung des äußeren Lichtbogenrandes hat die Spaltbreite keinen Einfluß, höchstens indirekt durch Überstrahlung in Form einer Verschiebung. Die Einstellung auf das Objekt fällt bei feinem Spalt leichter.

3. Einstellung auf das Auge

Die erhebliche Transparenz der normalen Hornhaut verlangt eine genügend hohe Leuchtdichte der Lichtschnitte zur Erzielung einer ausreichenden Schwärzung des Filmes. Erstrebenswert bleibt natürlich eine kleine Blende; bekanntlich verlangt aber jede kleinere Blendstufe eine Verdoppelung der Lichtmenge, um einen gleichbleibenden Helligkeitswert auf dem Film zu erhalten. Hier beschränkt uns die bisher verwendete Blitzröhre erheblich, leider ebenso die Einstelleuchte. An dieser Stelle bedarf unser Apparat einer technischen Verbesserung.

Eine intensiver erhellte Lichtspur beobachtet man bei schlechterer Transparenz der Hornhaut (z.B. macula corneae). Bei Über-

strahlung wird in derartigen Fällen abgeblendet.

a. Wir haben versucht, zur besseren Kontrastierung der Lichtspur den praecornealen Tränenfilm anzufärben. Fluorescein ist in der Klinik für solche Zwecke seit langem gebräuchlich. Zur Beobachtung genügte es für unsere Belange, der Film jedoch besitzt keine besondere Grünempfindlichkeit und liefert daher nur die gleiche Schwärzung des Negativs wie ohne Anfärbung. Empfehlenswert ist eine Emulsion feiner weißer Partikel, die dann die Verwendung kleinerer Blenden gestattet. Kondensmilch eignet sich durchaus hierzu (aus osmotischen Gründen allerdings ungezuckert). Der Film reagiert mit etwa vierfacher 'relativer' Empfindlichkeit auf derartige Aufhellungen im Vergleich zur ungefärbten Hornhaut.

Ein Einwand gegen Anfärbungen jeder Art und gegen Emulsionen insbesondere stützt sich auf die leider notwendige kurzzeitige vorangehende Manipulation an der Hornhaut. Beide Stoffe - ein Anästhetikum und der Farbstoff - provozieren zusätzlich vermehrte Tränensekretion, möglicherweise auch durch Hochziehen der Lider eine längere Zeit verbleibende Hornhautverformung. Die Aufnahmeprozedur verlängert sich, wird komplizierter und für den Patienten unangenehmer.

Ein weiterer Einwand verweist auf den Ort der Lichtmessung als eigentliche Problematik. Die Tränenflüssigkeit bildet bei Anfärbungen den äußersten Rand der Lichtspur auf dem Negativ, jetzt wird sie ausgewertet. Der Tränenfilm ist bekanntlich verschieden dick. Er wechselt mit jedem Lidschlag.

Er verändert sich besonders nach vorheriger Manipulation und vermehrter Tränenbildung, was sich bei Dunkelfeldbetrachtung auch gut beobachten läßt. Genauere Angaben hierüber sind in der Literatur nicht zu finden. Immerhin: vom Tränenfilm wird nicht ein Spiegelbild ausgewertet, sondern die tatsächliche Lichtspur durch diese Schicht. Sie kann aber eine andere Kontur aufweisen als das dahinter liegende Epithel. Zusätzlich verdünnte in unseren Versuchen die stärkere Tränensekretion die Emulsion ungleich. Der Film markierte nun die Lichtspuren mit wechselnder Helligkeit. Die Striche waren dann in einzelnen Teilen des Bildes diskontinuierlich überstrahlt.

Die hier skizzierten Unsicherheiten sollen auf jeden Fall vermieden werden. Eine Anfärbung der Tränenflüssigkeit scheidet aus. Gangbar wäre nur der Weg über eine stärkere Lichtquelle bei unbehandelter Cornea (wir verwendeten ein Hobby-Braun-Blitzgerät mit Batteriebetrieb) - eine Forderung, die erfüllbar ist, aus Preisgründen jedoch in unserem Prototyp nicht berücksichtigt werden konnte. Sie bedeutet lediglich eine technische Aufgabe und wurde in anderen auf dem Markt befindlichen Geräten mit Spaltlampenprinzip bereits gelöst.

b. Ist die Ausrichtung auf den Hornhautscheitel S nicht korrekt, dann treffen die Spaltlampen-Lichtebenen vor, hinter oder seitlich von S zusammen. Das ist nur möglich, wenn vorher beim Einstellen die Koinzidenz der Hornhautbögen in S nicht überprüft wurde.

Erst bei einer Fehlstellung von über 4 mm gerät das Objekt aus dem Tiefenschärfebereich von Kamera und Spaltlampen. Die Lichtbogenpaare zeigen dann in der Mitte ebenfalls einen Abstand von mindestens 4 mm zueinander (oder sie überlappen sich um diese Strecke - Abb. 36). Aus diesem Tiefenschärfebereich von Kamera und Spaltlampen dürfte man bei einer Aufnahme nie geraten.

Durch die Anwendung des Koinzidenzprinzips bei der Einstellung auf die Hornhautvorderfläche vermeidet der Untersucher selbst geringe Tiefenfehler. Ein aufmerksamer Beobachter kann die Fehlstellung sicher unter 0,5 mm halten. Welchen Auswertungsfehler aber ergeben nun mit unbewaffnetem Auge nicht mehr erkennbare Differenzen zwischen T und S etwa bis Δs = 0,1 mm? In diesem Falle erscheinen die Lichtbögen auf der Hornhaut - und auf dem Film - um die halbe Strecke seitlich versetzt. Die Markierungen T_oT_o folgen jedoch der Verschiebung nicht, sondern bleiben (immer zur Apparateachse) am gleichen Ort. Dann muß auf dem Film auch die Bezugsgerade um diesen Betrag Δs parallel verschoben erscheinen. Bei der Auswertung greift man um diesen Betrag falsche Strecken ab und erhält entsprechend falsche Tiefenwerte.

Einen Einfluß auf die Form der Kurve jedoch hat diese geringe Parallelverschiebung der Lichtebenen nur, weil durch den Bulbus ein anderer Schnitt gelegt wird und die Lichtspur einen größeren oder kleineren Kleinkreis neben S markiert, auf dem Kugelmodell also mehr zum Mittelpunkt oder von ihm fort rückt.

Wir halten fest: Die Gefahr einer Tiefen-Fehlstellung von Kamera und Spaltlampen wird entscheidend eingedämmt durch die Fähigkeit, mit Hilfe des Koinzidenzprinzips noch Differenzen bis 0,1 mm wahrzunehmen und zu korrigieren. Welche Änderungen damit verbunden sind, erfaßt rechnerisch der folgende Abschnitt.

c. Das Einstellen seitlich des Hornhautscheitels S.
Diese Einstellung ist nur möglich, wenn die frontoparallele Fläche im Scheitelbereich nicht genau aufgesucht oder während der Aufnahme nicht einwandfrei eingehalten wird. Natürlich kann der Patient im Augenblick des Photographierens seinen Bulbus bewegen. Nur eine zusätzliche synchrone Aufnahme der Spiegelungs-Einstellung gibt uns eine präzise Auskunft darüber, ob das geschah oder nicht. Bei einer Abweichung von 0,5 mm gibt es auch hier nur einen gemeinsamen Berührungs- bzw. Schnittpunkt der Lichtbögen. Dieser ist aber in Bezug auf die Pupille bereits so exzentrisch verlagert, daß er bei der Einstellung auffällt. Allerdings garantiert die Pupillenmitte keineswegs den Hornhautscheitel. Diese beiden Punkte sowie der Durchstoßpunkt der Linea visus durch die Cornea können - wie erwähnt - durchaus gestreut liegen. Ihre Abweichungen voneinander sind in der Regel nicht groß. Die Pupillenmitte bleibt bei der orientierenden Suche nach S ein guter Anhalt.

Wir schätzen den Fehler ab: die seitliche Verschiebung betrage a = 0,4 mm. Dann verläuft die Lichtebene statt in E in E'. Für kleine Abweichungen gilt (Abb. 41)

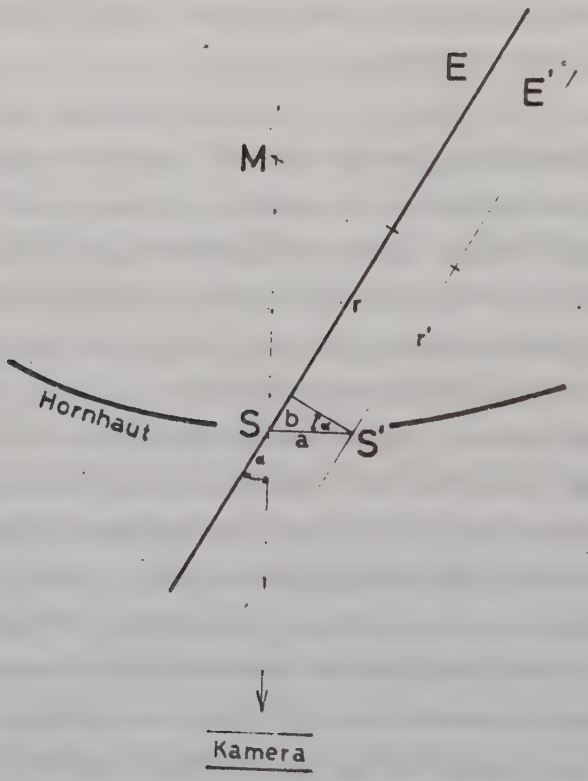


Abb. 41

$$r = r' + b \quad \text{und} \quad \sin\alpha = \frac{b}{a}$$

also $r' = r - b$ und $b = a \cdot \sin\alpha$

eingesetzt $r' = r - a \cdot \sin\alpha$

$r' = r - 0{,}4 \cdot 0{,}5$

$r' = r - 0{,}2$ (in mm)

Das heißt: Der jetzt errechnete Radius r' des neuen Schnittkreises E' wird um 0,2 mm kleiner ausfallen als der Radius r. Für den gesuchten Radius $r_x = \frac{r}{\cos \alpha}$ erhöht sich dieser Fehler noch. Erst bei einer seitlichen Versetzung von $a < 0{,}1$ mm - das entspricht einer Radiendifferenz von $r - r' < 0{,}05$ mm - wird der Fehler für r_x vernachlässigbar klein.

Analoges gilt für die seitliche Fehlstellung auf den Großkreis, zur Mitte zu.

Beim Photographieren muß also die frontoparallele Fläche der Cornea sehr genau eingehalten werden. Wenn der Patient nun nicht fixiert oder aus sonstigen Gründen der Hornhautscheitel nicht bestimmbar ist, bleibt nur die Pupillenmitte als Anhalt. Dann kann zwar r_x genau errechnet werden, aber eine Sicherheit, daß es der für S gesuchte Radius ist, gibt es dabei nicht.

4. Fehlermöglichkeiten bei der Auswertung

a. Durch die erwähnte dingpositive telezentrische Strahlenauswahl der Kamera werden perspektivische Vergrößerungen vor S oder Verkleinerungen hinter S bei der photographischen Aufnahme vermieden.

b. Die bei der Auswertung 'nacheinander vollzogenen' Abbildungen aus der frontoparallelen Ebene T in die vertikale (einmal Auge zum Film 1 : 1, dann vom Film zum graduierten Papier 1 : 46,188) addieren möglicherweise mehrere an sich minimale Justierungsfehler. Die Umrechnung von r in r_x

erhöht diese dann zusätzlich.
Ein einfaches Mittel schließt derartige Projektionsfehler sicher aus: unter den gleichen Bedingungen wie das Auge wird ein Maßstab photographiert und mit diesem Filmstreifen zuvor die Vergrößerung auf das graduierte Papier eingerichtet. Damit müssen alle verschiedenen Abbildungen der Lichtspur von der Hornhaut auf den Film und von dort auf das graduierte Papier zusammengenommen genau die gewünschte Vergrößerung ergeben, auch wenn jeder einzelne Schritt einer genauen Überprüfung nicht standhält.
Diese 'Eichung' mit einem Maßstab kompensiert sicher alle etwa eingeschlichenen Abweichungen.

c. Der Film

Die Frage nach der Ablesegenauigkeit der einzelnen Abstände von der graduierten Unterlage, die das vergrößerte Filmnegativ wiedergibt, bildet bisher ein besonders schwer faßbares Problem.
Nach bisherigen Erkundigungen stellt sich bei vorsichtiger Behandlung des Filmstreifens während seiner Entwicklung keine Fehlerquelle durch Dehnung oder Zerrung ein.
Anders verhält es sich anschließend mit der Ablesefähigkeit auf dem Film, der ja in 46facher Vergrößerung betrachtet wird. Wir wollen mit einer Schätzung beginnen: Eine Treffsicherheit auf der graduierten Unterlage von etwa einem halben Millimeter kann bei der Auswertung durchaus eingehalten werden. Damit gerät der Fehler in Wirklichkeit auf der Hornhaut unter den Betrag von 0,02 mm. Es bleibt jedoch offen,

wie genau die Ablesefähigkeit für den Film überhaupt möglich ist. Wir entnehmen ja jeweils den senkrechten Abstand eines Schwärzungspunktes von der Bezugsgeraden T_oT_o. Auf dem Filmnegativ müssen wir also an der Kante eines schwarzen Striches in einer sonst hellen Umgebung ablesen. Nach KLEIN tritt eine Schwärzung an einer solchen Kante nie sprunghaft auf. Sie beginnt bereits im unbelichteten Bereich und erreicht ihren vollen Wert erst nach einem endlichen Abstand von der Kante. Ein Maß für die Schärfe bildet dabei die Steilheit der Schwärzungszunahme. Der Übergang ist also verwaschen. Durch die Vergrößerung wird er nochmals auseinander gezogen. Diese Zone ändert sich gleichermaßen mit der Intensität des eingefallenen Lichtes, mit der Körnigkeit der Filmschicht, mit der Diffusion von Lichtstrahlen in der Emulsionsschicht des Filmes, mit der Reflexion von Strahlen am Schichtträger des Filmes und sekundär auch mit den Entwicklungsbedingungen, denen der Film unterworfen ist (Entwickler, Temperatur, Dauer der Entwicklung usw.). Der strittige Übergangsbezirk 'unbelichtet-belichtet' wird möglichst schmal gehalten durch feines Korn, geringe Lichtintensität, kleine Blende der Kamera, kurze Entwicklungszeiten bei wärmeren Temperaturen. All diese Faktoren, die miteinander zusammenhängen können, werden komplex durch eine Güteangabe des Filmes zu erfassen versucht, seine 'Körnigkeit' oder 'Schärfe'. Eine einleuchtende und genauere Erläuterung des Problems ist selbst von Fachleuten nicht zu erhalten. Vermutlich ist auch der Hersteller des von uns verwendeten

Filmes (Ilford H P 4) daher nur zur folgenden Prospektangabe in der Lage: "Das Auflösungsvermögen liegt etwa in der Höhe eines konventionellen 21-DIN-Filmes". Aus den AGFA-Repro-Mitteilungen entnehmen wir für diese Empfindlichkeit etwa 100 Linien pro Millimeter. Das Auflösungsvermögen, ausgedrückt durch den kleinsten erkennbaren Abstand zweier unterscheidbar verschieden beleuchteter Punkte, hängt ab von Konturenschärfe und Körnigkeit des Filmes. Die erforderliche Empfindlichkeit geht leider mit einer Kornvergröberung einher. Der von uns benutzte Film scheint derzeit zwischen Korngröße und Lichtempfindlichkeit die optimale Kombination zu bieten. Die Lichtmenge wird durch die Blende sowieso schon auf ein Minimum reduziert. Die Entwicklung des Filmes zielt auf ein möglichst feines Korn.

Das von uns bestimmte Auflösungsvermögen des Filmes wurde unter denselben Bedingungen erzielt, denen auch die Aufnahmen der Patienten unterlagen. Es beträgt 58 Linien pro Millimeter.

Eine weitere Überlegung ist anzuschließen. Bei gleichmäßiger Transparenz der Hornhaut bewirkt der Lichtbogen auf dem Film eine gleichmäßige Schwärzung. Im Corneabereich dürfte somit der Übergang von 'unbelichtet' zu 'belichtet', der sogenannte Schwärzungsanstieg, an allen Stellen gleich sein. Da sich auch das Ablesen stets auf die gleiche Art vollzieht, nämlich von T_oT_o kommend bis hin zur ersten deutlichen Farbänderung auf dem Film, können sich entscheidende Fehler hier kaum einschleichen. Die Schwärzung des Lichtbogens verstärkt sich wesentlich erst peripher vom Limbus corneae,

im Bereich der Sklera, also abseits unseres Interessengebietes. Hat ein anderer Auswerter eine andere Auffassung von Schwärzungsbeginn, so wird für ihn der Hornhautbogen um eine geringe Strecke früher oder später schwarz; seine abgegriffenen Strecken fallen dann stets kürzer oder stets länger aus, die gesamte Kurve liegt entsprechend (scheinbar) näher oder ferner von T_oT_o. Die Kurvenform aber bleibt erhalten; und das allein ist für die folgende Auswertung wichtig.

Wir sind uns der Subjektivität des Auswertens (in diesem Punkte) bewußt.

Somit können wir zusammenfassend die Ablesegenauigkeit von der Meßunterlage bezogen auf die Hornhaut mit 1/50 mm annehmen, begrenzt vom Auflösungsvermögen des Filmes. Die Verschiebung des hier gesetzten Limits bleibt technisch lösbar: eine feinere Blende ergibt erhöhte Genauigkeit. Voraussetzung ist eine stärkere Lichtquelle, die den Gebrauch eines unempfindlicheren und damit wesentlich feinkörnigeren Filmes gestattet. Dann wird das Problem der Ablesefähigkeit weit unter die erstrebte und erforderliche Genauigkeitsgrenze für den Radius r_x von 0,01 mm gedrückt. Die Forderung nach einem besseren Lichtblitz und einer kleineren Blende wiederholt sich erneut.

5. Mögliche fehlerhafte oder falsche Voraussetzungen bzw. rechnerische Vereinfachungen

a. Der Brechungsindex

Beim Eintritt in die Hornhaut verlassen die Lichtstrahlen

das optische Medium 'Luft' mit dem Brechungsindex $n = 1$ und gelangen in das optisch dichtere Medium 'Hornhaut' mit dem Brechungsindex $n_H = 1{,}337$ (nach GULISTRAND). Bekanntlich ändert sich die Richtung eines Strahles beim Übergang von einem optischen Medium in ein anderes. Für unsere Auswertung auf dem Film interessiert jedoch nur die äußerste Kante des belichteten Hornhautbogens. Sie stellt gleichzeitig die Grenze zwischen Luft und Cornea dar. Deren Lichtstrahlen verlassen die Luft weder auf dem Wege zum Hornhautepithel noch von hier weiter zum Film. Für sie bleiben die Brechungsgesetze außer Betracht. Dabei wird der Lichtweg durch den Tränenfilm nicht berücksichtigt. Die Verfälschung durch diese Flüssigkeitsschicht kann zwangsläufig nicht erfaßt werden. Sie spielt aber wegen der geringen Schichtdicke sowieso eine vernachlässigbar kleine Rolle.

b. Wiederholbarkeit der Messungen

Jede physikalische Messung verlangt eine Anzahl von Einzelwerten, die sich im allgemeinen um einen anschließend errechneten Mittelwert häufen. Die Schwankungen wiederum erlauben dann eine Aussage über die Genauigkeit der Einzelwerte und der Methode überhaupt. Das Maß der Streuung der Einzelwerte charakterisiert geradezu die Qualität eines Meßverfahrens.

Im Ablauf der von uns vorgetragenen Handhabungen lassen sich subjektive Bewertungen, die in der Person des Untersuchers liegen, nicht ausschließen. Sie werden in den Auswertungsprozeß hineingebracht, ehe es überhaupt zu einer zah-

lenmäßigen Angabe eines Meßwertes kommt. Dazu gehört erstens die Einstellung des Gerätes auf den Hornhautscheitel S als Mittelpunkt des frontoparallelen Flächenstückes und zweitens die Übertragung der einzelnen Strecken aus der 46fachen Vergrößerung auf ein graduiertes Papier. Gewisse hiermit verbundene subjektive Beurteilungen sind unvermeidlich. Die Form der Profilkurven aber bleibt erhalten.

Im Vorhergehenden wurde dargelegt, daß damit die primäre Aussage - nämlich die Herstellung einer 20fach vergrößerten Hornhautkurve in seitlicher Ansicht durch einen vorgewählten Meridian - nicht verändert wird. Der eigentliche Meßakt jedoch beginnt dann mit dem Schmiegen von Kreisbögenstücken an die Hornhautkurve, das heißt mit dem Anlegen der Meßschablone. Bei dieser Anpassung zeigt sich, daß der eine oder andere Wert, je nach Körnigkeit des Filmes, doch falsch abgenommen und übertragen wurde und ganz offensichtlich aus der Schar der benachbarten Punkte herausspringt. Bei dem Schmiegungsvorgang nun bleibt ein solcher ausgefallener Punkt in der Regel unberücksichtigt. Bei wiederholtem Schmiegen geschieht dem Außenseiter stets gleiches. Es liegt in der Natur des Schmiegens, durch eine Reihe von vorgegebenen Punkten eine optimale Verbindungslinie zu interpolieren, bei der extrem liegende Punkte keine Berücksichtigung finden.

Beim Schmiegungsvorgang handelt es sich nicht um eine physikalische Messung.

c. Die Schmiegungsbeurteilung bedarf in folgenden drei Gesichtspunkten noch eines Zusatzes.

1. Erfahrungsgemäß soll der schmiegende Kreisbogen über die eigentliche Strecke hinaus passen. Die Endpunkte einer schmiegenden Strecke könnten möglicherweise bereits zur benachbarten Schmiegung gehören. Von etwa zehn überdeckten Kurvenpunkten dürfen also nur die inneren vier oder sechs zur Auswertung gelangen. So werden Übergänge erfaßt; eine Änderung der Krümmungsradien geschieht dann nicht sprunghaft.

2. Weiter muß die paßgerechte Haftung einer Kontaktlinse an der Hornhautvorderfläche bedacht werden - das vornehmliche Ziel der vorliegenden Arbeit. Damit ist folgendes gemeint. Eine absolut genau passende oder eine im Krümmungsradius zu kleine Haftschale saugt sich bekanntlich auf der Cornea fest und gestattet der Tränenflüssigkeit keinen praecornealen Zutritt mehr. Umgekehrt 'wackelt' eine zu flache Kontaktlinse (zu großer Krümmungsradius) auf der Hornhaut. Ein praktikables Mittelmaß zwischen den Extremen ist erwünscht, ja erforderlich; denn die Haftschale muß mechanisch hinreichend sitzen und zugleich aber durch ihr 'Wackeln' Tränenflüssigkeit zur Irrigation der Cornea unter sich pumpen können. Für wissenschaftliche Zwecke interessiert natürlich das exakte Krümmungsmaß der Hornhaut, hier sind genaue Werte Voraussetzung für weitere Aussagen. Im Hinblick auf die praktische Haftschalenanpassung aber kommt der hier diskutierten Schmiegung - oder richtiger der nichtidealen Schmiegung - eine zentrale Bedeutung zu und zwar im Sinne einer abschät-

zenden Passung, weil der Auswertende ja gerade dieses Mittelmaß des Wackelns noch und schon auf dem Papier erkennt und berücksichtigen kann.

3. Verschiedene Meridiane der gleichen Hornhaut ergeben zumeist bereits verschiedene Krümmungsradien in der nahen Umgebung von S, die sich zur Peripherie hin sogar stärker unterscheiden. Der Anpasser muß diese verschiedenen Ergebnisse so interpolieren, daß die fertigungstechnische Gestaltung einer Kontaktlinsenrückfläche überhaupt durchführbar wird. Der für diese Situation angegebene gemeinsame Kreisbogen kann nicht in allen Meridianen gleichgut schmiegen. Das bedeutet: Die Linse kann garnicht überall gut passen.

Die Anforderung an den Untersucher bereits beim Schmiegen an nur einer Profilkurve demonstriert die folgende Abbildung 42.

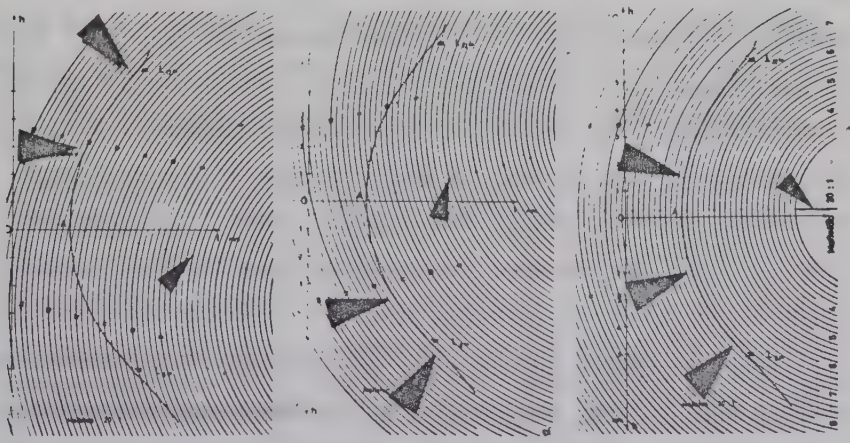


Abb. 42: Drei verschiedene Stellungen von Kreisbögen an einer Profilkurve, um die Schwierigkeiten bei deren Schmiegung zu demonstrieren.

d. Und noch einem Einwand müssen wir begegnen:
Den gesuchten Radius r_x kann man nicht nach der Formel $r_x^2 = s^2 + t^2 + z^2$ bestimmen. Diese Formel gilt nur für ein Kugelgebilde, von dem die Koordinaten eines Punktes bekannt sind.

IV. Eigene Messungen

Die von uns durchgeführten Untersuchungen an 50 Patienten (100 Augen) dienten in erster Linie der Erprobung der vorgestellten Methode zur Vermessung der Hornhautvorderfläche. Wir knüpfen weiterhin an sie die berechtigte Hoffnung auf Hinweise zu Verbesserungen.

Die Patienten waren nicht ausgewählt und gleichmäßig auf Alter und Geschlecht verteilt. Stets wurden beide Augen mit je vier Meridianen (vertikal 12^{00} - 6^{00} Uhr, waagerecht 3^{00} - 9^{00} Uhr, schräg dazu 1^{30} - 7^{30} Uhr bzw. 4^{30} - 10^{30} Uhr) durch S gehend photographiert. Das ergibt pro Person acht, insgesamt also 400 Lichtschnitte. Zur Auswertung kamen nur diejenigen Patienten, bei denen sämtliche Aufnahmen technisch einwandfrei gelangen. Ließ auch nur ein Meridian ein zweifelhaftes Ergebnis vermuten, blieb der Patient unberücksichtigt. Das bedeutet: es fielen dann auch die sieben zugehörigen Lichtschnitte der gleichen Person aus der Wertung, obwohl sie nicht beanstandet wurden. Für einen späteren praktischen Gebrauch dürfte diese strenge Forderung nur in Ausnahmefällen Anwendung finden.

Bei einer Aufnahme versagte die Blitzlichtapparatur, bei einer weiteren bewegte der Patient während der Aufnahme das Augenlid, drei Male waren die Lichtbögen nicht korrekt auf den Hornhautscheitel S eingestellt und vierzehn Ausfälle ergaben sich durch mangelhafte Schwärzung des Filmnegativs. Damit gelangten insgesamt nur einunddreißig Patienten (62 Augen) in die Wertung.

Die Fehleinstellung neben S geht zu Lasten des Photographierenden; die Schwärzung des Filmes kann - wie bereits erläutert - hinreichend verbessert werden. So dürfte sich im Routinebetrieb bei einiger Übung nur selten eine unbrauchbare Aufnahme einschleichen.

In einer Tabelle folgen nun die Krümmungsradien, die sich beim Schmiegen der Kreisbögen an einem bestimmten Punkte der Profilkurven der Cornea ergeben. Als Dimension gilt das Millimeter. Dabei ist S = 0 mm der Bezugspunkt. Die anderen Hornhautpunkte liegen durch die Entfernung zu S auf dem Meridian eindeutig fest. Zu jedem dieser Punkte gehört nur ein Krümmungsradius.

Protokoll:

1. Spalte: Nummerierung der Patienten
2. Spalte: Name (Anfangsbuchstaben)
darunter: Alter
darunter: Geschlecht
3. Spalte: Ophthalmometerwerte
oben: RA
unten: LA

4. Spalte: Krümmungsradien in mm, geordnet nach Abständen (in mm) von S
oben: RA unten: LA
jeweils: 1. Zeile 6.00 - 12.00
2. Zeile 9.00 - 3.00
3. Zeile 7.30 - 1.30
4. Zeile 10.30 - 4.30

1	2	3	8	7	6	5	4	3	2	1	S	1	2	3	4	5	6	7	8
2	E.F.				11	10,2	9,4	8,8	8,8	8,8	8,3	8	8,1	8,7	9	9,6			
		7,99				15	9,1	8,9	8,9	7,3	8,9	9	8,4	7,8	8,3	8,9	10,2	15	
		† 7,95			10,3	8,3	7,9	7,7	7,8		8,7	6,8	6,9	7,7	8,4				
	37 J.							8,2	6,7	6,9	7	7,9	8,2	8,4	9,5	10,6	11,9	15	
	w.					10,5	9,1	8,9	8,5	7,3	7		6,9	7,6	8,6	9,1	9,7	15	
		7,53					10,4	8,8	7,8	8,1	14	14	11		7,6	7,8	8,1		
		† 7,84				10	9,2	9	8,9	8,8	8,8	8,8	9	9	9	10,3	11		
						11	9,2	7,8	7,1	14	14	14	6,1	6,8	8,8	11,4			

4	A.K.				9	8,6	8,5	8,5	8,5	8,5	8,5	8,5	8,9	11											
		7,54		11	7,8	8	8,8	8,7	8,6	8,6	8,6	7,7	7,5	10,2											
		∤ 7,95			13	7,9	7,4	7,2	7,1	7,1	7,3	8,1	9,2	9,1	10,3										
	47 J.				14	7,5	6,7	6,8	7	8,7	10,8	8,7	7,8	8,0	8,1										
	m.			11	9,3	8,2	7,7	7,7	7,7	9,1	7,6	7,7	7,7	7,9										
		7,48			10,9	10,4	9,7	7,6	7,7	8,7	7,8	7,7	7,8	7,8	8,5	13								
		∤ 7,65		15	13	11	8,1	7,1	9,0	9,1	6,9	6,8	7,3	9,8	15									
				15	9,5	9,1	8,5	8,2	8,2	8,2	8	8,1	8,3	9,2	10									
6	I.B.				16	12	9,1	6,8	7,8	13	12,2	11,1	8,1	15											
		7,92			11	10	5,1	7,1	-	7,5	7,3	7,5	9,8	11	16										
		∤ 8,00		14	10,3	9,2	8,1	9,1	11,1	10,6	10	8,2	8,7	8,4	9,8										
	60 J.				16	9,5	8,4	8,1	11	11,8	7,7	7,8	8,1	15											
	w.			10,2	10	9,7	9,5	8,8	8,6	11,2	8,6	8,6	8,6	8,9											
		7,97			12	7,8	7,7	7,9	8,8	11	9,1	8,3	8,0	8	8,7	15									
		∤ 8,19				13	10,7	10,2	8,8	8,6	8,5	8,6	8,6	9,3											
					10	8,8	9,1	7,9	12,4	12	9,9	8	7,8	8,5	8,6	-	-	15							

7	H.M.				11	8,5	7,3	7,4	6,8	13	14	7,2	7,9	11,4			
		7,98		10,4	8,2	6,5	6	5,8	16	-	17	6,3	6,5	6,6	7,1		
		† 7,9	16	11,1	10,2	8	8,1	8,3	11,2	11,4	8	7,7	8,1	7,9	10,5		
	66 J.		16	-	11	10,2	9,7	9,1	9	8,5	8,2	8,3	8,6	8,9	10,2	16	
	m.				15	9,1	7,7	6,9	6,9	7,8	6	7,1	11	12,1	13	15	
		8,0			9,6	7,2	7,4	7,7	7,8	9	8,8	8,1	8	9,2	10,7	15	
		† 7,76		10	9,3	9,3	9,1	7,9	9,2	8,8	8,2	8,2	8,2	8,7	17		
				15	10,9	9,9	9,1	9,1	9	9	9	8,7	8,6	7	14		
9	M.v.H.			13,1	1o	10	9,4	8	8	7,6	7,6	9					
		7,84		16	12,1	9,8	9	6	6	8,6	8,4	8,3	8,3	9	9,5		
		† 7,75			9,9	8,1	7,1	6,8	8	-	8	7	7,1	9,1	15		
	36 J.					6,9	7,1	8	8	8,1	8,2	7,7	7,1	10	16		
	w.					5,1	6,1	15	9	8	9,9	7,1	7,2	8,1			
		7,8		16	11,6	6,1	6,9	9,8	7,8	8	8	6,2	6,8	8,8	9,8		
		7,68			9,2	9	10,8	12	10,2	7,8	8	13	7,1	7,1	12,2	17	
				16	10	7	7	8,8	10	16	6	5,9	8,8	15	15	15	

10	K.B.			15	10,8	10	9,8	9,8	9,8	11,8	9	8,1	7,1	8,2	16			
		7,75	15	13	8,3	8,1	9,8	10,8	15	-	5,1	5,2	7,1	16				
		┼ 7,92	15	11,3	7,9	7,8	7,8	9,8	12,2	15	9,7	8,5	8,6	9,2				
	63 J.			17	16	9,2	7,7	7,6	7,8	8,1	8	7,1	6,2	9,2	16			
	m.					8,2	8	7,8	7,8	9,2	8	8,3	9,2					
		8,37	15	15	10,2	6,7	5	11,2	10,2	8,1	7,8	8,1	8,1	9,1	14			
		┼ 7,77				7,6	7,5	7,6	7,8	8	15	15	5,8	9,2	10			
						8,0	8,2	5,9	11	-	8,2	6,7	6,6	8,8	14			
11	A.				15	8	5	7,8	8	10,2	12,2	12,2	7,2	7,3	10,2			
		7,81			13	8,5	7,3	6,5	6,2	5,1	5	12	6,2	5,9	11,2	15	15	
		┼ 7,81	15	7	7	7,6	7,7	10	9,3	9,8	8	7,1	5	15				
	46 J.					11,2	9,1	8,1	7,2	8,2	8,4	8,9	9	11,2	12	15	17	
	w.				16	6,9	6,2	10,4	10,1	8,8	8,8	6,8	7,6	15				
		7,75		15	9,9	8,8	7,8	15	15	15	11,9	7,1	5	15	15			
		┼ 7,84	16	10	10	10	9	9,9	10,3	11	6,9	7,3	7,6	9,3				
				15	8,9	8	7,8	7	8,8	11	6,2	7,1	7,2	8,4	15			

12 B.

7,52

† 7,9

45 J.

w.

7,65

† 7,98

9,4 7,4 7,4 7,3 17 15 11 5 4,3 16 16

15 9,8 8,2 7,1 10,1 10,2 10,1 8,1 8,2 8,3 8,3 9,5 9

13 7,8 9,3 9,9 9,2 9 5,9 6 6,3

15 10,2 7,9 7,6 7,2 6,9 7,3 7,4 7,4 7,5 8,9 9,4

15 9,1 7,2 8,1 8,7 8,8 8,8 8,7 8,6 8,5 8,8 15

8 7,9 7,8 7,8 6,9 7 11 10 6 9 15

10,3 7,8 7,9 8,1 8,9 7,9 8 8 8,1 8 16

12,1 8,9 8,6 8,1 15 10,2 9,5 8,9 9,2 11,1 12,5 16

14 M.

7,25

† 7,35

59 J.

w.

7,33

† 7,39

10,1 9,1 8,3 7,8 7,3 6,8 6,7 8,2 13,2

14 9,1 8,7 8,3 8,4 8,8 8,9 10,2 4,9 4,7 11

15 5,9 6 6,9 12,1 11,7 7,8 6,9 14

8 8 8 9 16 11,1 5,9 6,9 7,8

9,8 7,7 6,9 7,3 11 11,2 5,9 7,3 7,7

16 8,8 5 7,8 9,3 9,7 9,1 9 8,9 8,9 11 15

6,0 5,9 6,2 16 16 6,3 6,9 7,9 8,9 9,9 15

9,9 5,7 6,1 7,3 8,8 8,1 8,2 8,2 9,1 9,4 16

17	R.					9,2	8	8	9,2	16	10,2	8	8	8,1	9,3	10						
		8,05			6,9	7	7	6,9	13	11,4	11,3	5	5,7	15								
		† 7,96				14	9,9	8,8	6,8	6	10,2	10,8	9,9	10	10	10,9	11	14				
	31 J.					16	9,9	8,3	7,2	6	10,2		6,8	7	8	9,3	12	10				
	m.					9	5	8,2	10,9	10,8	10,6	9,2	8,2	7,7	8,2	11,1						
		8,03		15	15	-	-	11	5	8,1	9,2	9,2	9,2	9	7,9	8,1	9,6	16	16			
		† 7,93					9,9	6,6	7,1	7,1	7,8	8	8,1	8,9	9,2	10,9	14	15				
								10	6	8,6	8,4	9,9	10,2	10,3	6,2	6,7	16	16				
20	J.					10,5	7,4	7,6	7,9	9,3	9,2	10,9	7,4	7,5	7,3							
		8,06		15		9,9	7,9	8	8,9	10	10	10,8	10,5	5	11	13,6		15	15			
			8,03	15	11,9	9,1	9,1	9	9	9	9	8,9	8,1	8	9,2							
	56 J.			13,5	10,3	9,7	7,8	6,3	6,2	10,5	10,6	10	8,6	6	7,9	10,4						
	m.				15	8,1	7,9	7	8,2	8	8,2	8,3	8,4	8,8	9							
		8,04				11	8,9	9	9,2	9,1	8,2	8,9	8,9	8,9	9	9,2	10,3					
		† 8,07			15	11,2	9,9	8,8	7,8	6	5,2	5	6,9	7,5	12	13	14	15				
						15	11,5	5	5,9	9	9,9	6,9	6	5,9	9,1	10,8	15					

21	F.			13	9,8	9,1	9,1	11,6	11,7	10	10-16	6,9	6	7,9	11,3				
		8,07			12	9,8	8,1	6,9	6,9	8,8	10	9,6	9,5	9	8,1	8,3			
		± 8,1			9	8,9	8,2	8	7,9	8,1	8,8	8,7	8,6	8,7	8,1	8	8		
	72 J.				10,7	8,4	7,1	7	7,1	-		7,1	6,8	6,1	8,1				
	m.				11	10	9,6	9,2	9,1	8,7	8,2	8	7,7	7,5					
		8,19					9	8,2	7,4	7,3	7,2	8,1	10,5	9,2	9	5			
		± 8,06				13	-	7	6,8	8,8	12	12	12,3	6	7,8	10,2	11		
						15	10	-	7	6,3	10,9	10	6,9	7,1	7,9	8,9			
24	L.						5	8,9	8,9	9	9,6	9,6	9,5	9,6	9,6	10,7	13		
		7,8				14	9,1	7,6	5	15	15	15	7,6	7,6	7,7	8,8			
		± 7,9			15	8,2	7	6,9	6,9	15	15	5,3	5,3	7,1	-	-	15		
	18 J.					11,3	9,1	7,9	7	7	7	7,9	8,9	8,9	8,9	6			
	m.					10,3	9	6	10	9,9	9,1	8,8	8,8	9	9,1	9,1	10,3		
		7,79		15	-	15	9,1	8,4	8	8	7,7	7,8	7,8	7,8	7,9	9,1	10,4	15	
		± 7,9				17	8,2	8,2	8,2	8,2	8,2	8,8	8,8	9	9,1	10	11	12	18
						8,8	8,4	8,4	8,4	8,8	9	9,8	10,7	10,6	7,1	8,8			

25	J.E.				10,3	8,4	8,2	8,9	10	10	9	8	8	9	5				
		7,79	16	15	15	8	8	8,8	8,8	8,9	10,2	10	7,9	6,9	9,1	15			
		† 7,92		15	15	10,8	8,6	8,6	8,5	8,5	8,4	8,4	8,4	8,4	8,2	8,7			
	27 J.				16	16	9,2	6,8	9,7	9,7	9,3	9,1	9	9	9	10,2	16	16	
	w.				8	7,9	7,4	7,4	15	15	7	6	6,2	16	15				
		7,7				7,6	7,5	7,6	10	10	10	10	7,6	7,6	7,5	15	14		
		† 7,95		15	15	15	9	9,2	9,2	9,3	9,8	9	8,1	7,4	7,4	14			
							15	7,6	5	9,8	10	12,3	13,3	6,7	6,7	6,5	6,4		
26	D.G.					9	7,8	6	11,8	12	12,1	10,4	6,9	7	8,1	9			
		7,45		15	15	8	7,2	7	7,1	10	10,5	10,2	9,2	6	7,7	10,4	16		
		† 7,45			10,3	9,1	8	8,1	8,1	8,2	8,2	8,2	8,2	8	8	8,1	12,5		
	25 J.				9,4	8,8	8,8	8,7	8,6	8,6	8,5	8,5	8,5	8,5	8,6	8,7			
	m.					9	9,1	9,1	9	9	9	9	8,9	8,8	8,5	14			
		7,45			13	9,8	7,6	7,7	7,8	8,4	10	10	9,5	7,8	7,7	7,7			
		† 7,55			10,3	7,5	7,6	7,6	9,3	9,8	9,2	9,2	9,2	5,7	7,3	15			
				15	10	7,6	7,5	7,5	7,6	9,1	9,2	8,1	7,8	7,7	7,8	7,9			

27	H.K.			16	9,2	9,2	9,3	11,5	11,5	11,5	6,7	6,8							
		8,23	16	10,2	8,8	7,9	8,1	9,1	11,1	11,1	11,1	8,2	8,2	8,5	17	15			
		†	15	11,2	9,1	9,1	9,1	11	11,2	11,4	5,5	5,6	11,3						
	38 J.						7,9	8	11	11,4	11,3	9	7,3	8,1					
	m.			15	12,7	6	6	11,2	9,3	9,3	9,3	9,3	9,3	9,3					
		8,37			15	9,2	7	7	9	8,3	8,4	15	7,8	7,8	8	9,3	-	15	
		† 8,47			15	8,6	7,6	7,6	7,6	7,8	15	7,6	7,6	8	8,2				
						8,2	8	7,3	15	15	15	7,9	7,9	9	9,9	12,9	16		
29	H.H.				8,3	7	6,2	15	15	15	10,2	8,1	7	7	13				
		7,83			13,2	9,7	9,1	6,1	5	-	15	11,9	8	7,9	8,2	12,5	15		
		† 7,66		12	8,3	7,3	5,4	8,1	9,9	11,8	11,0	7,9	7,7	8,1	8,9				
	61 J.				10,1	9,1	7,2	7,2	9,9		15	6,8	8,7	8,6	8,6				
	m.			9,5	8,2	8,2	8,2	8,2	11,2	11,2	11,2	6,9	7,1	9,1					
		7,82			16	7,7	6,4	6,5	15	15	15	6,7	6,7	6,7	8,1				
		† 7,78		10,3	9,8	9,8	9,8	5	-	16	16	4,9	7,8	7,8	7,8	7,9			
							8,4	6	6,2	9	9,1	15	9	9	9,1	9,4			

30	E.K.		16	12,1	9,2	11	10	10	9,9	9,8	5	5	10,7	12,1				
		7,63	15	15	15	9,2	7,8	7,8	9,8	10,1	15	6,8	6,7	7,8	11,3	12,3		
		† 7,63	15	-	9,3	9,4	9,6	9,6	9,5	9,5	6,8	6,7	7	8,3	15	17		
	39 J.				12	8,9	8,9	7,8	7,9	10,5	10,5	10,5	10,5	10,5	10,5	10,5	10,5	
	m.			10,5	8	8	8,6	10,4	9,9	9,4	9,3	6,7	6,5	8,3	12			
		7,8		15	14,5	7,9	7,8	7,7	7,7	8,7	8,7	8,7	8,7	8,8	8,7	15		
		† 8,03			16	6,9	6,8	6,9	9,9	11,2	11,3	11,4	8,2	7,1	8,4	11,3	12	
					15	16	7	5,9	6,1	11,7	11,6	11,5	11,4	11	11	7,9	16	16
31	A.K.				10,4	7,3	6,8	6,9	7	7	8	8	8,1	8,9	10,3	15	15	
		7,47		7,1	7,1	9,8	7,5	7,2	7,1	7,1	7	6,8	8,1	15	15			
		† 7,44	11	7,3	6,9	6,9	11,2	11,2	11,1	11	7	5,9	9,3	9,3	10			
	63 J.			15		7,7	7,7	7,7	8	9,8	9,8	5,9	5,8	9,5	9,6			
	m.				11,3	11	8,6	7	7	8,5	8,6	8,7	9,1	9,1	9,9	9,9		
		8,36	15	9,8	6	6	8,7	13,2	16	16	16	7,1	5,9	6,3	15			
		† 7,69	15	9,2	8,9	7,8	7,7	7,8	9,8	13,8	11,3	9,5	8,4	8	9,9	15	17	

33	K.St.			9,7	9,4	9,1	9	9	9,1	9,3	7,3	7	7,2	7,4	7,9		
		7,43			8,5	7,4	7,3	10,1	10,2	10,3	8	7,8	7,5	9	15		
		† 7,64	15	11,5	8	7,2	10,1	11,2	11,3	11,2	7,5	7,4	7,9	8,2	8,7		
	71 J.			9,3	8,4	8	7,8	7,5	6,9	6,9	7	7,1	5,1	9,2			
	w.				9,1	7,3	6,3	7,2	15	11	7,3	7	7	8,1	8,3	15	
		7,51		16	9,3	8,9	8,9	9,8	10	10,1	8,1	5,1	5,9	8,8	10		
		† 7,6				9	5,6	6,9	8,5	8,4	8,4	8,4	8,4	8,4	8,5	9	9,1
				10,9	8,9	6,9	7	10,9	9,9	8,2	6,7	6,4	6,6	7,1	8		
35	L.St.			16	15	8,4	8,6	8,7	8,7	8,7	7,8	6,8	8,8	16	16		
		7,19	15	10,1	9	9	9	9,7	10	10	6,9	6	6,2	10,7			
		† 7,4		9,9	9	8,4	9,3	7,9	9	8,8	8,9	8,8	8,7	8,7	10		
	74 J.				11,7	10,3	9,2	9,1	10	9,9	7,3	7	7	8,1	16		
	w.			9	9	8,7	8,2	7,7	15	16	15	6,8	5,6	9,1			
		7,22			10,4	9,5	9,3	9	8,3	7,3	7,3	7	7	8,2	10,3		
		† 7,51			13,5	11,5	7	10,3	10,4	10,5	10,4	10,3	5	5,9	11,1	15	
				16	16	8,2	7,9	7	7,1	7,3	6,9	6,8	6,1	8,2			

37	J.St.					7,1	6,3	6,1	12	12	10,8	8	5	7,2	12				
		7,48		16	8,7	8	7,8	7,4	10	10,6	10,7	7,2	6,4	6,2	9,2	12,3			
		† 7,61			15	9,7	8	7,7	6,8	6,9	8,1	8	8,9	9,3	10,2	9,7	10	16	
	52 J.					10,3	8,1	7,4	7,4	7,5	8,8	9,6	10,1	7,3	8,3	10,4	12,8		
	w.					15	11,3	7	5,9	8,4	8,9	8,8	8,7	8,4	8				
		7,48			12,7	7,7	7,2	7	11,5	7,2	6,9	5,8	5,1	7,9	8,9	9,2	16		
		† 7,54		15	14	10,1	8,9	7,6	10	10	10,1	5,9	5,6	7,6	9,4	15	16		
							9,5	7,3	6,5	6,6	12,3	12	11,9	6,3	6,8	6,9	9,4		
38	K-H.T.				15	-	9	7,9	6,9	6	6	6,1	8,2	9,1	9,2	10,1			
		8,24		15	13,5	10,4	9	8,8	11,3	10	9,9	9,9	9,9	9,9	9,8	9,8			
		† 8,24		15	11,1	10,2	9,1	9	9	10,5	8,8	7,3	8,1	8,9	9	9,3			
	37 J.						7	7	7,1	10,7	9,9	9,4	8,2	8,2	9,3	10,2	15	15	
	m.				9,6	8,8	8,8	8,8	8,8	9,8	11,5	13	8,3	8,7	8,6	8,6			
		8,16				9	9	9,1	16	16	16	6	5,1	5,4	9,1	-	16		
		† 8,29				15	15	15	7,9	7,8	9	8,9	8,8	8,7	8,8	9,2			
				15	-	9,4	7,9	7,8	7	7,6	8	10,7	6,1	6,3	-	15	15		

39	S.F.				14	9,9	10,6	10,6	10,7	10,8	10,8	10,8	10,8	10,7	10,6	10,6	11,9	15	
			15	14	10,9	9,9	9,9	9,9	10,3	9,2	9,1	9	8,6	6,9	8,2	12,2	15		
		† 9,36			11,3	10,3	10,2	10,2	11,7	15	15	8,4	5,8	5,1	8,7	16			
	11 J.				11,7	11	10,9	8,7	8,8	9,8	12,1	11,4	11,4	10,7	10,6	10,6	15	15	
	w.					10,1	9	9	10,4	13	12,3	13,8	9,3	9,2	10,9	14	15		
				11,2	11,1	10,6	10,4	10,2	10,2	11,9	12,1	10,9	7,1	7	9,4	11,4			
		† 10,26			15	11,8	9,2	9,2	15	15	11,3	11	9,3	9,3	9,3	9,3	11,1	15	
					15	15	7	7	6,9	9,9	13	15	13	10,5	10,4	10,4	14	15	

40	H.F.				8	8	8	8,1	14,2	14,5	11,3	11,4	11,4	11,4	12	12,3	14		
		9,58			10,1	9	9,2	10,1	12,2	12,2	12,2	12,2	11,2	6,9	8,8	12,1	15		
		† 10,7			13,4	11,4	11,4	11,4	12,1	13	13,8	10,2	9,3	9,3	9,2	9,9	11,4		
	9 J.				13	9,4	8,8	8,9	9,1	14	15	15	16	10,1	10,1	10,3			
	m.					9,9	8,8	8,9	9,8	9,9	9,9	10,2	6,9	7	9,5	10,6			
		9,07				15	14	9,3	7,1	11,1	11,4	11,7	11,8	12	7,9	7,8	10,9		
		† 8,9		12	10,6	10,6	10,6	10,6	10,5	10,4	10,3	10,3	10,2	7,9	7,6	8,7	9		
						14	9,3	10,2	10,3	10,4	13,5	13,4	10,9	10,8	10,8	10,8	11	12,1	

42	H.K.					16	16	10,8	10	9,8	6,9	6,8	8,8	10					
		7,92	9,9	7,9	6,9	7	10	9,9	9,8	9,8	9,2	7,9	7,6	15					
		† 8,07			8,2	8,1	5	9,4	9,6	9,9	10,2	9,2	9	9					
	56 J.				7,6	7,6	7,6	8	8,9	9,6	9,8	15	15	15	13				
	w.					6,6	6,6	6,6	6,8	9,7	15	5	5,1	-	15				
		7,58				9,2	9,2	8,9	8,1	6,9	6,6	6,5	7	15	15	15	15		
		† 7,82	15	12,1	7,2	7,2	7,3	10,2	10,9	9,7	5	5,9	7,1	9,9	12				
						8,9	6,4	6,2	8,9	9,3	9,2	7,9	7,8	7,7	7				
46	M.M.					15	7,3	4,9	6,2	15	16	6,1	6,9	8,6	9,2				
		8,72	15	-	-	8,3	6,9	7	7,8	9,1	11,1	12,1	7,7	7,5	8,3	16			
		† 8,77		12,8	10,7	10,3	10,1	9,9	8	6,9	7,1	8,1	8,4	8,5	9				
	65 J.		15	11,5	8,8	7,7	7,8	8,1	8,7	16	7,3	7	7	8,5					
	w.						8,9	6,9	4,6	15	15	8,8	6,3	7,4	10,4				
		8,6	16	16	15	15	5,2	10,9	11,2	11,5	12,8	6,8	6,6	6,9	8,8	11,1	13		
		† 8,77					13,3	8,2	6,7	6,8	7,7	7,9	8,3	8,9	9,3	9,8			
					11,3	10,3	9,9	7,9	7,9	8,1	7,1	9,3	9,4	9,7	10,2	10,5	11,2		

47	I.F.				8,7	8,7	8,7	8,7	8,7	8,7	8,7	8,7	9,7	10,8	11,4	13,5						
		8,58			12	10,6	8,9	8,8	8,8	8,8	8,8	9	9,4	10,3	8,3	8,3	8,5					
		∔ 8,21			15	9,2	7,4	7,2	7,5	15	13,6	9,1	4	5,7	12,6	-	15					
	59 J.						10,3	8,2	6,9	7	9,9	9,9	10,1	6,9	7,5	9,6						
	w.					9	7,1	7	6,8	8,8	10,4	10	5,2	5,3	14	15						
		8,53			15	10,3	9	9	9	9	9,1	9,4	9,3	9	8,1	8,3	15					
		∔ 8,53				15	9,7	7,8	7,8	7,8	7,9	8,9	13,5	5,7	7,8	8,9						
							6,1	4	5	9	-	-	5,3	6,3	6,5	8,9						
48	L.Sch.				15	15	15	15	15	5	5	5	15	10,9	10,8	16						
		7,2		17	15	12,7	10,3	5	9,8	9,9	9,9	8,2	7,8	7,6	7,6	7,6						
		∔ 7,73			15	-	11,4	7	6	7	7,3	10,7	8,3	8	8,3	8,8	11,2	15				
	56 J.					15	9,8	8,7	8,6	7	5,9	5,8	6,8	10,7	10,8	10,8	12					
	w.			15	9,7	9,6	9,6	9,7	9,8	9,8	9,8	8,9	6,1	7	9,5							
		7,31		15	15	-	7,1	5,9	10,2	10,3	10,9	10	5,9	5,8	6,1	15						
		∔ 7,68				15	8,7	7,5	7,6	8,6	10,4	10,4	10,4	8,2	8,3	8,4	8,5	9,5				
							8	8	8	8	10,3	11	11,9	5,1	10,3	10,4	15	15				

49	B.v.C.			11	9	8,8	8,8	8,8	9,2	11,7	9,1	8,8	8,8	8,7	8,7	15	
		7,8			10,1	8,9	6,1	6	10	10,7	10,8	10,6	10,6	10,6	10,9	11,8	14
		┼ 7,9		11,3	10,1	8,7	10,3	10,3	10,4	10,4	7,9	7,1	7,3	8,3	10	12,5	
	30 J.		12	10,8	10,8	10,8	10,8	10,8	10,8	10,8	4	13,5	16	15	15		
	w.			10,9	9,7	9,2	9	9	9,1	9	8,9	8,7	8,4	8,4	9,2		
		7,78			16	7,5	7,3	7,3	15	15	15	5,9	5,9	7,3	14,1	15	15
		┼ 7,87		15	11,3	9,4	9,3	9,3	8,9	8,9	8,8	8,8	8,8	8,7	8,8	10,1	
			15	-	9,2	8,9	8,8	8,8	8,8	8,6	8,4	8,4	8,2	8,2	9	11,3	
50	P.B.			16	15	7,5	7,4	10,9	10,8	10,8	9,6	7,1	7,7	-	15		
		7,78	14	11	10,4	9	9,1	9,7	9,3	9	8,8	6	6	8,5	-	15	
		┼ 7,82			16	15	7,5	6,1	8,8	12	12,1	12,2	12,2	7,3	8,1	9,7	11,8
	32 J.			7,1	6,6	6,6	7	9	9,2	9,2	7	7	7	7,1	8,3		
	m.			10,5	10,2	9,5	9,4	9,4	9,4	9,4	9,1	8	7,9	15	15		
		7,78		15	10,2	10	10	10	10	10	8	7,4	9,9	9,8	9,9		
		┼ 7,74		15	9,9	9	9,1	9,8	9,9	10	9,8	6,9	8,1	9	9,4	9,9	
				14,5	10	10	10	10	10	10	9,7	9,4	6,8	6,9	10,2	15	

V. Diskussion der eigenen Messungen

Die Zahl von 31 Untersuchten berechtigt sicherlich zu keinerlei statistischer Überarbeitung oder Auswertung der Ergebnisse. Eine Orientierung und eine Überprüfung der Durchführbarkeit der Methodik und ihrer Meßergebnisse läßt sie jedoch zu. Wir möchten hier einige Hinweise zusammenfassen.

a. Die Schmiegung der Kreisbögen an Punkten des zwanzigfach vergrößerten Hornhautprofils erfolgt in beliebigen Schritten, vom Hornhautscheitel S ausgehend. S ist bekannt, auch auf dem Negativ; es kann bei der Übertragung auf graduiertes Papier markiert werden. Kleine Schritte ergeben genauere Ergebnisse. Sie verlängern jedoch die Auswert-Prozedur und erschweren die anschließend notwendige Zusammenfassung der Krümmungsradien zu einer sinnvollen Anweisung für die Haftschalenfertigung. Für den praktischen Gebrauch empfehlen sich als optimal Schritte von 0,5 mm auf der Hornhaut, also von 10 mm entlang der Profilkurve. In diesem Falle besteht der auszumessende Meridian aus 20 bis 35 Kreisbögen.

b. Wir übertrugen nun aus dem Filmnegativ Kurvenpunkte im Abstande von 0,5 mm, werteten aber nur jeden zweiten aus. Dieses Vorgehen erscheint uns aus folgendem zweckmäßig: Für die Schmiegung in einem Kurvenpunkte sollte der in Frage kommende Kreisbogen mindestens noch die benachbarten Punkte beiderseits in einem Abstande von 1,5 oder gar 2 mm exakt decken. Erst dann ergibt sich ein hinreichend genauer Wert für den Krümmungsradius im Schmiegungsbereich, denn erst bei einer

derart strengen Forderung schmiegt sich in dem ausgewählten Punkte nur ein Kreisbogen. Überträgt man auf das graduierte Papier nur Kurvenpunkte in Schritten von 1 mm, so stehen jederseits des zu vermessenden Punktes nur zwei Nachbarpunkte zur Verfügung. Das Schmiegungsergebnis ist dann unbrauchbar, weil nicht eindeutig.

c. Die einzelnen Meßoperationen lassen sich durchführen. Die Apparatur selber dürfte sich in erschwinglichen finanziellen Grenzen halten. Unser Prototyp kostet ca. 500,-- DM nebst den zugehörigen 'Bastelstunden'; als Aufnahmegerät dient eine normale Kleinbildkamera; die Übertragung vom Filmnegativ auf das graduierte Papier verlangt eine verzerrungsfreie Wiedergabe mit einer Vergrößerung, die jeder Projektor liefern kann. Alle bisher angeführten Handreichungen sollte man von einer gelernten medizinischen Assistentin verlangen können. In die Handhabung der Ausschmiegung der Kreisbögen an die Hornhautprofile findet man sich sehr schnell und kann dann pro Kurve mit 5 Minuten rechnen. Der entscheidende Vorteil liegt - wie bereits erwähnt - in der Möglichkeit, durch direktes Ausprobieren einen passenden oder nicht passenden Kreisbogen für eine oder auch mehrere Kurven zu finden. In 20facher Vergrößerung mag der Bearbeiter den Wackeleffekt der in Aussicht genommenen Haftschale in jedem beliebigen Punkte der Hornhaut direkt ausprobieren. Dazu interessieren nur die Krümmungsradien, deren zugehörige Kreisbögen hinreichend auf alle Hornhautstellen passen; speziell zu diesem Zweck ist die Ausmessung

der einzelnen Meridiane unnötig und überflüssig. Unserer Meinung nach ist verfahrenstechnisch, zeitlich, finanziell sowie in der Verläßlichkeit des Ergebnisses eine entscheidende Verbesserung der Bestimmung der Krümmung der Hornhautvorderfläche bzw. der Anpassung einer Haftschale erreicht.

d. Die Ergebnisse im einzelnen.

Der Limbus

Der Übergang von der Hornhaut in die Sklera, registriert als Entfernung von S, streut in einem Abstand von 3 bis 8 mm. Davon liegen über 90 % im Bereich von 4 bis 7 mm. Es ergeben sich folgende gemittelte Werte:

in mm	12^{00}	1^{30}	3^{00}	4^{30}	6^{00}	7^{30}	9^{00}	10^{30}
LA	4,67	5,57	6,3	6,35	5,64	5,48	5,58	4,98
RA	4,91	5,16	5,93	5,93	5,86	6,19	6,48	5,39

Eine Exzentrizität ist hier andeutungsweise zu ersehen; sie ergibt sich deutlicher, wenn man die entsprechenden Mittelwerte für beide Augen zusammenfaßt:

RA	LA	Lage zum Auge (Benennung)	Limbus-Mittelwerte
12^{00}	12^{00}	oben	4,84 mm
10^{30}	1^{30}	oben temporal	5,48 "
9^{00}	3^{00}	temporal	6,39 "
7^{30}	4^{30}	unten temporal	6,28 "
6^{00}	6^{00}	unten	5,57 "
4^{30}	7^{30}	unten nasal	5,71 "
3^{00}	9^{00}	nasal	5,75 "
1^{30}	10^{30}	oben nasal	5,07 "

Die Ergebnisse (in mm) graphisch aufgetragen machen die Beziehung zwischen Limbus und Hornhautscheitel augenfällig:

oben
4,84

5,48 5,07

temporal 6,39 S 5,75 nasal

6,28 5,71

5,75
unten

Wir entnehmen dieser Zusammenstellung:

β Der 'durchschnittliche Limbus' zeigt querovale Form bei einem horizontalen Durchmesser von 12 mm und einem vertikalen von 10,5 mm.

γ Der vorderste Punkt der Hornhaut, der Scheitel S, ist aus der geometrischen Mitte des Limbus um durchschnitt-

lich 0,45 mm nach oben und 0,3 mm nach nasal bzw. medial verlagert.

(Oder umgekehrt: Der Limbus erscheint um die gleichen Beträge nach unten und temporal verschoben.)

BERG bestätigt diese Tendenz der Querovalität für die sogenannte Hornhautbasis; oben schiebe sich die Sklera weiter über die cornea als unten und seitlich.

Ebenso läßt sich die sogenannte 'Tiefe' des Limbus - seine Lage hinter der frontoparallelen Bezugsfläche T, der Tangentenebene in S, - aus den Profilkurven direkt ablesen. Im Durchschnitt liegt er hinter dieser Ebene:

(in mm)	Bereich	LA	RA	Mittelwert
nasal	0,9 - 3,3	1,91	1,97	1,94
unten	0,9 - 3,1	2,09	2,11	2,1
temporal	0,9 - 4,5	2,89	2,85	2,87
oben	1,0 - 3,6	1,44	1,49	1,46

Diese Zahlen bedeuten:

- Der 'durchschnittliche Limbus' liegt oben etwa 1,5 mm, nasal und oben um 2 mm und temporal fast 3 mm hinter der frontoparallelen Ebene durch S.

Auch BERG stützt diesen Hinweis. Der Bulbus sei unten 'tiefer' als oben oder temporal oder gar nasal. Er mißt unten von S aus 35° (gemeint ist die Drehung des Augapfels, entsprechend 4,3 mm Abstand von S), nasal nur 25° (entsprechend 3,4 mm Abstand von S), ehe er den Limbus erreicht.

Die Merkmale β - δ lassen sich zusammenfassen:

ε Die Hornhaut ist eine querovale Kalotte. Sie zieht weiter nach unten und außen und reicht dadurch an diesen Stellen auch weiter nach hinten. Der vorderste Punkt der Hornhaut scheint damit nach oben und nasal verlagert.

Sicher überrascht das folgende Ergebnis:

ζ Das Unterlid überdeckt in 30 % der Fälle den unteren Limbus.

Es hängt zwar das Oberlid herab, wie es etwa GIEFER für eine 'normale' Hornhaut angibt, aber nur in jedem 10. Fall. Das Unterlid steht drei mal häufiger zu hoch. So erklärt sich BERG's Feststellung, der vertikale Schnitt streue stärker als der horizontale. Dabei sind wir uns darüber im klaren, daß vermutlich gerade unten die größeren Limbus-Abstände nicht erfaßt wurden und der durchschnittliche Wert hier unsicher bleibt.
An dieser Stelle soll nochmals erwähnt werden: die Linea visus ist die ausrichtende Komponente beim Photographieren. S bleibt so als auffindbarer Einstellort erhalten.

Die Hornhautkrümmungen

Mit der Untersuchung der Krümmung der Hornhaut gelangen wir zurück zum Kernproblem der Arbeit. Trotz des relativ wenigen vorliegenden Materials lassen sich durchaus gewisse Orientierungen und Tendenzen ablesen.

Eine erste Betrachtung der Hornhautprofile auf dem Millimeterpapier in 20facher Vergrößerung mit unbewaffnetem Auge verleitet zu der Annahme, daß die Kurven bis auf Ausnahmen aus regelmäßig aufgereihten Meßpunktfolgen bestehen. Ein kurzer Blick auf die Zahlenergebnisse für einen Meridian zeigt jedoch, in welch starkem Maße diese von einem Schmiegungspunkt zum nächsten wechseln, so daß von einer Gleichmäßigkeit keine Rede mehr sein kann - das menschliche Auge hat die Meßpunktfolgen nur so regelmäßig gesehen.

Natürlich wird man der Methode zuerst einmal diese 'Unruhe' der Krümmungswerte anlasten. Demgegenüber besitzen einige Hornhäute tatsächlich fast eine Kugelgestalt und demnach ergibt die Messung ihrer Krümmungen über weite Strecken konstante Werte. Kontrollaufnahmen bekannter Oberflächen (Kugel, Zylinder) erbrachten die erwarteten gleichmäßigen Krümmungen. Wir können also durchaus unterstellen, daß die vorliegenden Profilkurven getreu wiedergegeben wurden.

Betrachten wir zunächst die Krümmungsradien in den Scheitelpunkten selbst. Durch jeden der 62 Hornhautscheitel wurden vier meridionale Lichtschnitte gelegt; jedem S sind so vier Krümmungsradien zugeordnet. Nur in acht Fällen stimmt ein Wert von r_x mit einem den anderen Auges (am gleichen Patienten) überein, in neun weiteren beträgt die Differenz 0,1 mm.

Bei keiner Hornhaut fallen alle vier Radien in S gleichgroß aus, nur bei einer ergeben drei Radien die gleiche Größe. Auch eine Übereinstimmung von zwei Werten zählt man nur in

fünfzehn Fällen, also bei jedem vierten untersuchten Auge. Errechnet man die Differenz eines Krümmungsradius zu den drei zugehörigen derselben Hornhaut (also 1. zu 2., 1. zu 3., 1. zu 4., 2. zu 3., 2. zu 4., 3. zu 4.) und trägt die Ergebnisse zusammen, so gewinnt man ein aufschlußreiches Diagramm (Abb. 43):

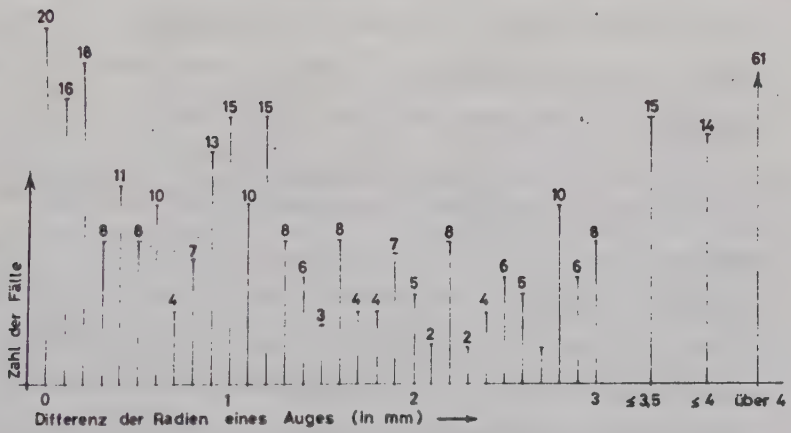


Abb. 43

In durchschnittlich jeder Hornhaut differieren zwei Krümmungsradien um 0 bis 0,2 mm, ein weiteres Paar um 0,9 bis 1,2 mm. Ohne weitere ersichtliche Häufung verteilen sich die restlichen errechneten Radienunterschiede auf eine Zahlenskala bis zu 9 mm Differenz, nach oben in abnehmender Zahl.

Weiter bemerkt man gehäuft schwache Krümmungen um S herum. Dort fallen die Radien bedeutend größer aus, kommen manchmal sogar einem Platteau nahe. Dieses Phänomen behindert be-

sonders den Schmiegungsvorgang eines Kreisbogens in der Mitte. Von den 248 ausgewerteten Profilkurven sind 110 um den Scheitel herum deutlich abgeflacht, also 40 %. Auch im Lehrbuch von JAENSCH-HOLLWICH S. 54 wird die Hornhaut in etwa 2 qmm zentral als 'optimal plan' bezeichnet. Vermehrt jedoch trifft man die Auffassung, im zentralen Bereich nähere sich die Cornea nahezu vollständig einer spärischen Fläche.

Dieser mittlere Bezirk wird von Zonen verstärkter Krümmung umgeben, die sich vereinzelt zu regelrechten Ecken mit einem Krümmungsradius um oder gar unter 6 mm ausprägen (bis zu 40 %). Sie häufen sich in 2 und 3 mm Entfernung von S, erneut mit der uns wiederholt begegneten schwer faßbaren Streuung. Hier tritt vermutlich eine Kompensation der zentralen Abflachung ein. Ein Hinweis sei an dieser Stelle gestattet: in etwa 1,5 bis 2,5 mm Abstand vom Zentrum (der Visierlinie) messen die Ophtalmometer der Firma Zeiss laut eigener Prospektangaben. Das trifft genau die Zonen auffallend starker Krümmungen.
Erwartungsgemäß flacht dann zur Peripherie hin die Krümmung meist rasch ab; vereinzelt streckt sich der Limbusbereich fast zu einer Geraden.

Eine derart unterschiedliche und wechselnde Krümmung der Hornhaut kann periphere Spiegelbilder bis zur Unbrauchbarkeit verzerren. Bekanntlich versagt hier die Ophtalmometrie nicht selten völlig. Man erkennt dann die angebotenen Bilder nicht mehr eindeutig. In Grenzfällen unterliegt der Beobachter leicht einer Täuschung, indem er doch noch Zerr-

bilder oder Figuren erkennt bzw. akzeptiert - je kleiner, umso eher. Die Spiegelung findet an der Tränenoberfläche statt; diese Flüssigkeit überspült bzw. überbrückt Unebenheiten der Cornea und hat zufolge ihrer Oberflächenspannung stets das Bestreben, die kleinste Oberfläche, also Kugelgestalt, anzunehmen. Das hat zur Folge, daß trotz effektiver Hornhautunebenheiten der Tränenfilm noch Spiegelbilder liefert, die eine kleinere Oberfläche vortäuschen, als tatsächlich vorhanden.

Erst die zahlenmäßige Auswertung der Krümmungsradien nach unserer Methode macht die Streubreite der Profilkurven deutlich. In der folgenden Tabelle I stellen wir die arithmetisch gemittelten Werte der Krümmungsradien r_x (in mm) zusammen, geordnet nach Abstand von S und getrennt für das rechte (RA) und linke (LA) Auge. Die 'Uhrzeiten' kennzeichnen die Richtungen der Meridiane, in denen die Messungen erfolgten.

RA						LA
		oben 12^{00}		oben 12^{00}		
	10^{30}		1^{30}	10^{30}	1^{30}	
lat. bzw. temp.	9^{00}	S	3^{00}	9^{00}	S	3^{00}	lat. bzw. temp.
	7^{30}		4^{30}	7^{30}	4^{30}	
		6^{00} unten			6^{00} unten	

med. bzw. nasal

Tab. I

in S	6^{00}	12^{00}	9^{00}	3^{00}	7^{30}	1^{30}	10^{30}	4^{30}	
in S	10,0		9,77		10,1		9,88		
1 mm	9,74	9,18	9,78	9,29	10,03	8,47	8,72	9,34	
2 mm	9,87	8,12	8,63	8,17	8,68	7,68	7,67	9,03	
3 mm	8,75	8,47	7,97	8,03	8,39	8,18	8,36	8,34	RA
4 mm	9,25	10,76	8,55	9,36	8,83	9,22	8,77	9,53	
5 mm	10,38	11,64	10,01	11,24	9,89	9,76	11,26	11,51	
in S	10,48		10,22		10,02		10,36		
1 mm	9,53	9,53	9,93	9,6	9,33	9,28	8,93	9,88	
2 mm	8,98	7,64	9,07	8,08	8,61	8,9	7,48	8,95	
3 mm	7,97	8,15	8,19	7,72	8,57	7,9	8,08	7,69	LA
4 mm	8,21	9,76	8,82	8,53	9,24	8,87	9,3	8,51	
5 mm	10,12	11,7	10,91	10,02	11,3	10,56	11,27	10,04	

Durch erneute arithmetische Mittelung werden analoge Werte beider Augen in der Tabelle II zusammengefaßt. (Welche Werte als analog gelten, ist aus dem oberen Teil der Tabelle II zu ersehen.)

Zum Vergleich sind noch die durchschnittlichen Krümmungsradien der Ophthalmometerwerte eingefügt (Fa Zeiss). Sie fallen jeweils um über 2,3 mm kleiner aus als die S-Werte unserer Methode. Sie stimmen jedoch mit den Krümmungsradien ihres tatsächlichen Meßortes (etwa 2 bis 3 mm perizentraler Abstand von S) weitgehend überein. Dieser Vergleich ist zulässig.

Tab. II

	unten	oben	med.	lat.	med. oben	lat. unten	med. unten	lat. oben
RA	6^{00}	12^{00}	3^{00}	9^{00}	1^{30}	7^{30}	4^{30}	10^{30}
LA	6^{00}	12^{00}	9^{00}	3^{00}	10^{30}	4^{30}	7^{30}	1^{30}
Opht. meter	7,87		7,69					
in S	10,27		10,02					
1 mm	9,63	9,21	9,62	9,68	8,71	9,97	9,34	9,0
2 mm	9,43	7,88	8,64	8,33	7,58	8,83	8,82	8,28
3 mm	8,36	8,32	8,1	7,82	8,14	8,05	8,45	8,15
4 mm	8,73	10,25	9,07	8,53	9,27	8,67	9,38	8,82
5 mm	10,26	11,65	11,08	10,94	10,48	9,98	11,4	11,6

Deutlich erkennbar ist die schwächere Krümmung in und um S; nach perizentral hin bis zu 3 mm Abstand steigt sie auf einen Höchstwert an, um zur weiteren Peripherie hin wieder abzuflachen. Das Krümmungsmaximum der oberen Schenkel der Profil-Kurven liegt bereits im Abstand von 2 mm von S.
Die graphische Darstellung der Krümmungsradien dieser Tabelle II, aufgetragen gegen den Abstand von S, demonstriert augenfällig den Zusammenhang (Abb. 44). Dabei wurden alle vier Richtungen nebst einer 'gemittelten' Kurve auf das gleiche Schema gebracht. Auch diese Mittelung erfolgte arithmetisch.

Ein ähnlich typischer Hornhaut-Profil-Verlauf ergibt sich, wenn statt des Radius die Brechkraft in Dioptrien gegen den Abstand vom Scheitel S aufgetragen würde.

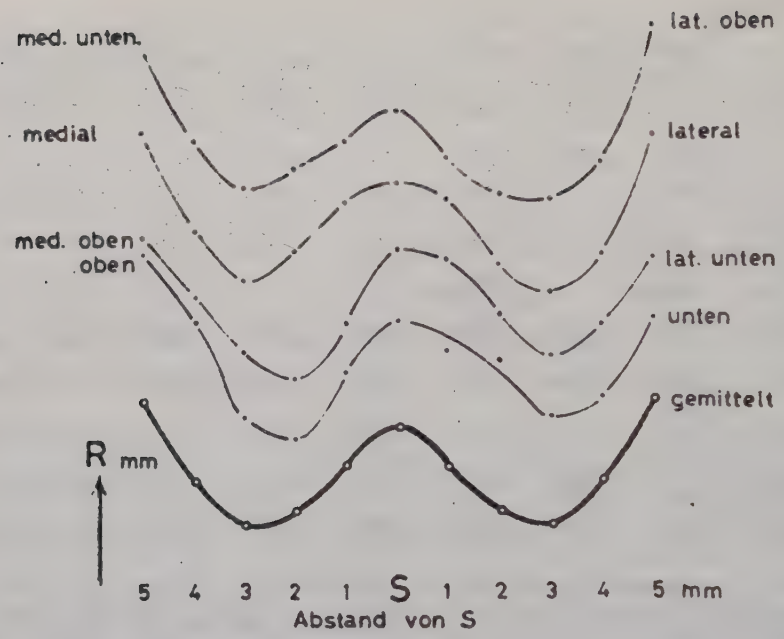


Abb. 44: Graphische Darstellung der Tabelle II. Gezeigt werden 4 verschiedene Profilkurven, darunter zusätzlich die aus diesen gemittelte Kurve.

Eine weitergehende 'Konzentrierung' enthält die folgende Tabelle III. Sie faßt zusammen aus den

Kurvenstücken		
	oben medial oben oben lateral	} den Durchschnitt 'oben'
	unten lateral unten unten medial	} den Durchschnitt 'unten'
	oben medial medial unten medial	} den Durchschnitt 'nasal'
	unten lateral lateral oben lateral	} den Durchschnitt 'temporal'

Tab. III

	'unten'	'oben'	'nasal'	'temporal'	'Mittelwert'
in S	10,07		10,15		10,11
1 mm	9,7	8,92	9,22	9,54	9,35
2 mm	9,02	7,92	8,34	8,47	8,44
3 mm	8,28	9,19	8,23	7,98	8,2
4 mm	8,98	9,43	9,23	8,67	9,08
5 mm	10,51	10,95	11,02	10,25	10,68

In dieser Tabelle ist der aus den vier Durchschnitten errechnete arithmetische 'Mittelwert' angefügt. Er entspricht dann dem rotationssymmetrischen "Durchschnittsgebilde" aus sämtlichen vorliegenden Meßwerten.

Die graphische Darstellung dieser Kurven und ihrer Durchschnitte aus Tab. III erlaubt eine bessere Interpretation (Abb. 45):

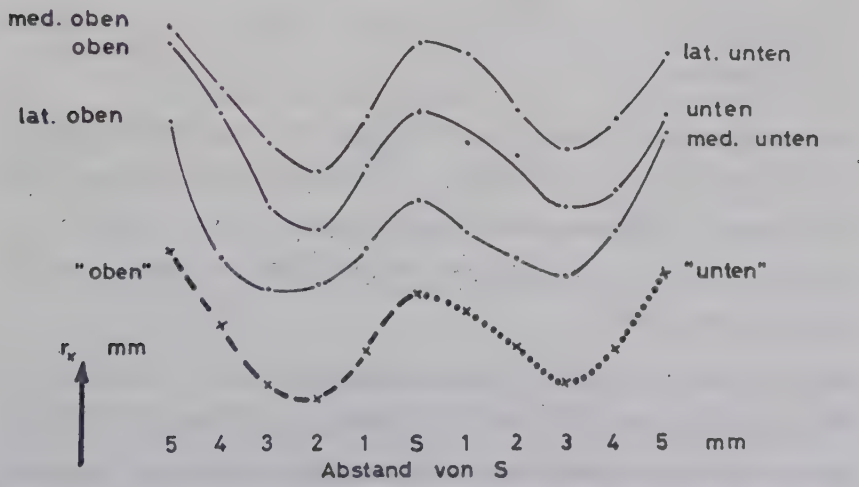


Abb. 45, a: Graphische Darstellung der Profilkurven des oberen und unteren Hornhautbereiches und des aus diesen errechneten Durchschnittes "oben" bzw. "unten".

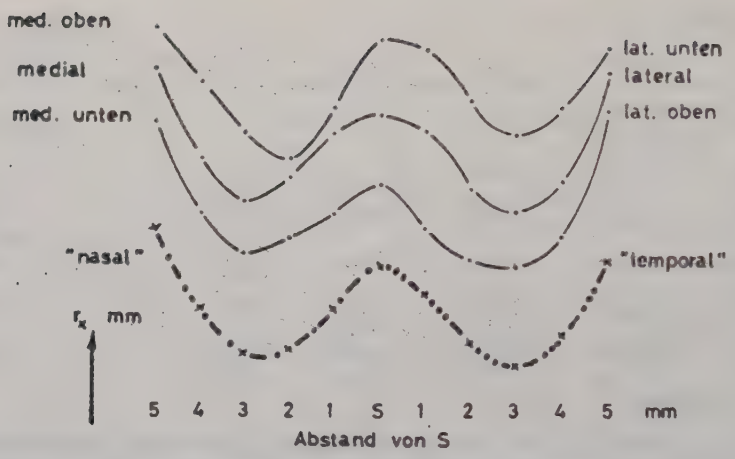


Abb. 45, b: Graphische Darstellung der Profilkurven des medialen und lateralen Hornhautbereiches und des aus diesen errechneten Durchschnittes "nasal" bzw. "temporal".

Alle Kurven haben die Form eines 'W', dessen mittlere Zacke die Höhe der seitlichen Schenkel erreicht. Die 'durchschnittlichen' Kurven (der Tab. III) unterscheiden sich untereinander in manchen Punkten so, daß die Deutung einer 'Charakteristik' möglich erscheint.

Das Ansteigen der Kurven zeigt eine Zunahme des Krümmungsradius an, also eine flachere Krümmung; tiefe Kurvenpunkte entsprechen einer starken Krümmung. Eine Kugel (mit konstantem Radius) stellt sich in dieser graphischen Demonstration als eine horizontale Gerade dar.

Die mittlere Zacke des 'W' kennzeichnet die vorher genannte häufig gefundene Abflachung der zentralen Hornhautbezirke. Wenn auch die Krümmungsradien von Punkt zu Punkt schwanken, so liegen doch die Durchschnittswerte der verschiedenen Meridiane recht dicht an dem 'Mittelwert' von 10,11 mm. Die seitlich an-

schließenden Minima der Kurven bedeuten verstärkte Krümmung in diesem Bereich, die - wie oben gesagt - in manchen Fällen zu regelrechten Ecken ausarten. Die äußeren Schenkel des 'W' ziehen alle gleichmäßig und eindeutig aufwärts, was der bekannten Abflachung der Hornhaut in Limbusnähe entspricht.

Die aus den Durchschnittskurven 'oben', 'unten', 'nasal' und 'temporal' gewonnene Kurve der Tabelle III, der sogenannte 'Mittelwert' erfaßt nun sämtliche Punkte in S und in 1 bis 5 mm Entfernung zirkulär um S und verläuft perizentral symmetrisch (ausgezogene Linie). Ihr ähnelt der gemessene horizontale (durchschnittliche) Meridian am meisten. Er besteht aus den Teilstücken 'nasal' und 'temporal' (Abb. 46). Ein waagerechter Schnitt durch die Hornhaut scheint demnach ein relativ symmetrisches Profil zu besitzen. Trägt man (Abb. 46) das 'nasale' und 'temporale' Kurvenstück gegen den 'Mittelwert' auf einem Diagramm zusammen auf, so sieht man, daß ersteres praktisch mit dem 'Mittelwert' übereinstimmt. Die 'temporale' Kurve verläuft in den äußeren Bereichen um etwa einen halben Millimeter darunter. Hier ist die Krümmung stärker, die Abflachung nach

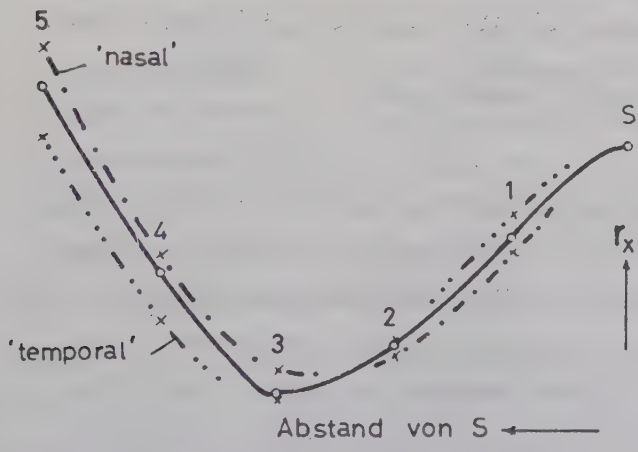


Abb. 46: Graphische Darstellung der Durchschnitte "nasal" und "temporal" gegen die gemittelte Kurve.

peripher erfolgt später. Das deckt sich genau mit den Angaben des Limbus, der temporal weiter nach außen und hinten zieht.

Deutlich verschoben dagegen zur 'Mittelwert'-Kurve ist der vertikale durchschnittliche Meridian, der sich aus den Teilstücken 'oben' und 'unten' zusammensetzt (Abb. 47): Der kaudal von S liegende Anteil des Vertikalmeridians

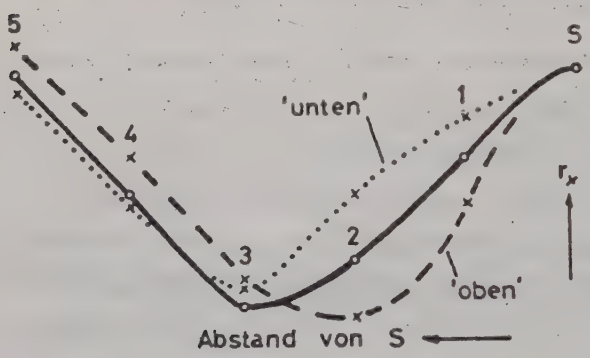


Abb. 47: Graphische Darstellung der Durchschnitte 'oben' und 'unten' gegen die gemittelte Kurve

zögert im Abstande 1 und 2 mm von S sichtlich mit der Krümmungszunahme und erreicht auch nirgends das stärkste Krümmungsmaß des kranialen Meridiananteiles. Peripher deckt er sich gut mit dem 'Mittelwert'. Der 'obere' Meridiananteil erreicht sein Krümmungsmaximum bereits im Abstand von 2 mm von S. Auch der Kurventeil 'oben lateral' (im Übergang zwischen oben und seitlich) deutet es an und der Kurventeil 'oben medial' zeigt dieses Phänomen. Nach außen steigt die Kurve 'oben' bei einem Abstand 3 mm von S stark an, das heißt die Hornhaut flacht früh und schnell zur Peripherie hin ab. Bei der graphischen Darstellung der Kurvenschenkel 'oben' und 'unten' gegen den 'Mittelwert' fällt daher die Divergenz zwischen den Abständen 1 bis 3 mm von S

besonders auf.

Zusammengefaßt: Die Krümmungsradien verschiedener Meridiane der gleichen Hornhaut stimmen im gleichen Abstand von S auffallend selten überein. Im zentralen Bezirk scheint die Cornea deutlich abgeflacht zu sein. Der gemittelte horizontale Meridian zeigt in seiner Krümmungscharakteristik weitgehende Symmetrie um S und stimmt mit einem 'gemittelten' Meridian gut überein.

Offenbar geht oberhalb des Hornhautscheitels die Hornhaut sofort in eine starke Krümmung über; sie flacht dann zur Peripherie hin schneller ab. Nach unten zögert dann die Hornhaut deutlich, eine stärkere Krümmung aufzunehmen. Wir führen diese vertikale Asymmetrie der Cornea auf den Einfluß des Oberlides zurück: es drückt den oberen Hornhautbereich ein, flacht ihn ab und verursacht dadurch kurz über dem Scheitel eine stärkere Krümmung, die auch bei geöffnetem Auge erhalten bleibt. Der im unteren Hornhautabschnitt andeutungsweise vorhandene 'Bauch' dürfte ebenfalls durch den Druck des Oberlides entstanden sein.

Damit können wir frühere Beobachtungen von BERG bestätigen, der einen Knick der Hornhaut etwa 15° bzw. 2 mm oberhalb des Zentrums beschreibt. HANDMANN spricht sogar von einer Oberlidrandlinie im oberen Viertel der Cornea, die gegen das Pupillenrot (quer verlaufend) gut zu beobachten sei.

Die hier erhaltenen Hinweise ergänzen die Interpretationen über den 'durchschnittlichen Limbus' (S. 107).

Die Krümmungsmittelpunkte

Natürlich kann man nicht erwarten, daß die Krümmungsmittelpunkte der einzelnen schmiegenden Kreisbögen, die wir zur Vermessung benutzen, sämtlich auf einer Geraden, etwa auf einer durch S gedachten t-Achse, oder gar in einem Punkte liegen. Sie streuen in einem erheblichen Bereiche um diese gedachte Achse und zwar umso mehr, je unterschiedlicher die Radien ausfallen. Man muß sich stets vor Augen halten, daß die Oberfläche des Hornhautgewölbes eben kein rotationssymmetrisches Gebilde ist. Wie bisher dargelegt, besteht nicht einmal innerhalb eines einzelnen Meridians eine Spiegelbildsymmetrie der beiden kornealen Meridianhälften zueinander. Es ist daher müßig, etwa einen durchschnittlichen Krümmungsmittelpunkt zu 'errechnen'. Soll umgekehrt aus den einzelnen gemittelten Krümmungsstücken ein Profil zusammengesetzt werden, so muß man die verschiedene Lage der zugehörigen Krümmungsmittelpunkte berücksichtigen. Gleiches gilt für den Fall der Fertigung einer Kontaktlinsenrückfläche.
Die sukzessiv aus einzelnen Kreisbogenstücken gewonnene Profilkurve bestätigt gleichzeitig unsere Meinung, wonach auch unregelmäßig gekrümmte Kurven bei Betrachtung mit unbewaffnetem Auge wesentlich regelmäßiger eingeschätzt werden.

Die Abb. 48 demonstriert die Streuung der Mittelpunkte, wenn man aus dem Einzelangaben des 'Mittelwertes' wieder ein Bogenstück rekonstruiert.

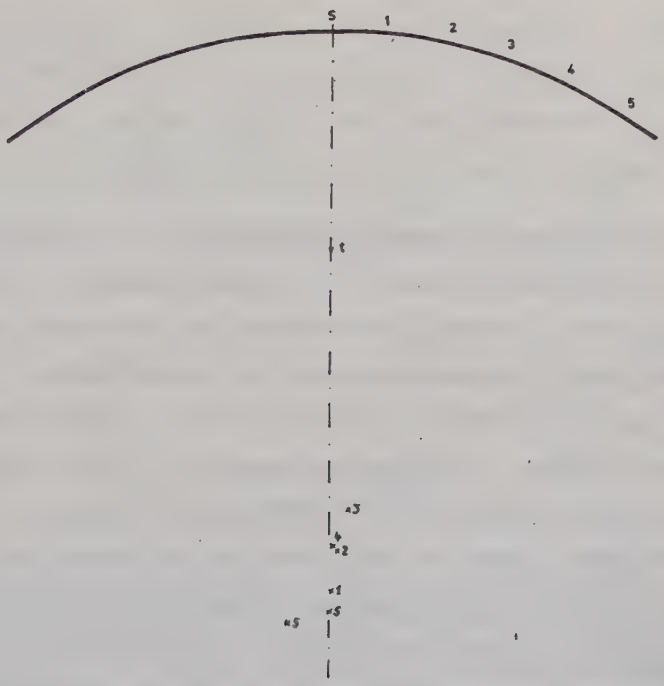


Abb. 48: Bei der (Re)Konstruktion der 'Mittelwert'-Kurve läßt sich die Streuung der einzelnen Mittelpunkte gut demonstrieren.

e. Aus den zwei Fällen mit Hornhautastigmatismus aus dem Probantengut ist ein Zusammenhang zwischen Krümmungsradien der Ophthalmometermessung und denen unserer Methode in Abhängigkeit vom Astigmatismus nicht zu entnehmen.

f. Als Anhang sollen zwei Phänomene Erwähnung finden, die beim Photographieren immer wieder auffallen.

1.) Bei geeignetem Lichteinfall beobachtet man eine durch Schließen der Augenlider hervorgerufene typische waagerechte Wellenbildung des Tränenfilmes. Sie läßt sich wie-

derholen. Langsames Schließen des Auges ist Voraussetzung, um diese Erscheinung zu demonstrieren - was übrigens einige Disziplin erfordert. Wir waren erstaunt darüber, daß sich die Tränenoberfläche so leicht und so schnell verformt.

2.) Wenn man den Patienten auffordert: "Bitte das Auge weit öffnen und geradeaus sehen!", überlagern sich fast stets zwei gegenüberliegende Lichtschnitte der Hornhaut spindelförmig, obwohl sie sich vorher sicher nur berührten. Tangieren zwei Lichtbögen, so befindet sich die beleuchtete Hornhaut optimal im Tiefenschärfebereich von Spaltlampen und Kamera. Bei forcierter Augenöffnung aber rückt der Bulbus offenbar in eine für die Apparatur entferntere Position. Dabei gibt die Spindelbreite (der Lichtschnitte) sofort die Strecke der Verschiebung an. Das bedeutet: Auf das erwähnte Kommando hin zieht der Patient unbewußt den Augapfel in die Orbita zurück - häufig um mehr als einen Millimeter - und stellt ihn dabei fest. Vermutlich verursachen die äußeren Augenmuskeln durch gleichzeitige Tonuserhöhung diesen Zurücksetzungseffekt.

g. Die hohe Meßgenauigkeit von ± 1/50 mm für den Krümmungsradius in einem beliebig wählbaren Punkt der Hornhaut erlaubt es uns, bei der Schnelligkeit der Aufnahmeprozedur und der gleichzeitigen Erfassung weiterer erforderlicher oder interessanter Hornhautpunkte das Augenmerk auch auf Änderungen der Oberflächengestalt der Cornea zu richten. Formschwankungen im Zusammenhang mit der Tageszeit, der Jahreszeit, der Temperatur, der Helligkeit, der Pupillenbe-

wegungen, der Akkommodation, dem hormonellen Zyklus, nach längerem Mikroskopieren, als Folge von Augeninnendruckänderungen wurden diskutiert, ließen sich aber noch nicht hinreichend zuverlässig erfassen. Die Abklärung der cornealen Formänderungen bei Haftschalenträgern, bei verschiedenen Graden des Astigmatismus, des Keratokonus, nach plastischen Hornhautoperationen könnte in den Bereich des Möglichen rücken.
Wir wollen diese Fragestellungen aufgreifen.

VI. Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit ergänzt die Reihe der Bemühungen um eine möglichst genaue alterationsfreie Vermessung des Hornhautgewölbes am lebenden Menschen. Die größte Zahl der bisher angegebenen Verfahren benützt die Hornhaut als Wölbungsspiegel, um dann das Spiegelbild auszuwerten. Die exakte Zuordnung von Meßort und Meßwert ist hier noch problematisch. Andere Verfahren bedienen sich der Möglichkeit eines mechanischen Abtastens der Hornhaut, um so ein Negativ-Abdruck derselben zu erhalten. Photographische Methoden versuchen Profildarstellungen der Hornhaut. Alle diese Vorschläge müssen sich jedoch Einwände gefallen lassen, die zur Vorsicht mahnen.

Hier wird eine grundsätzlich neue Methode vorgestellt, die eine optische Erfassung der gesamten Hornhaut zugleich erlaubt und schnell, exakt, billig und wiederholbar arbeitet.

Das Prinzip: Eine Lichtebene hinterläßt auf der Hornhaut eine Lichtspur; diese wird unter einem Anstellwinkel von 30° photographiert, vergrößert und dabei rechnerisch in die Papierebene 'zurückgeschwenkt'. Als Ergebnis gewinnt man eine Profilkurve der Hornhaut für jeden beliebig wählbaren Meridian in 20facher Vergrößerung auf graduiertem Papier.

Für die Durchführung wurde eine Apparatur gebaut mit folgenden Einrichtungen:

1. Vier Spaltlampen stehen drehbar um eine Kameraachse montiert, zu ihr um 30° ausgeschwenkt. Sie bleiben rechtwinklig zu einander fixiert. Der Tiefenschärfebereich der vier Spalte fällt mit dem der Kamera zusammen.
2. Eine dingseitige telezentrische Strahlenauswahl des photographischen Systems vermeidet perspektivische Meßfehler.
3. Ein Fixierpunkt wird mit Hilfe einer Sammellinse in den Fernpunkt des Probantenauges gerückt. Der Untersuchte sieht während der Justierung und Aufnahme - also auch bei Bewegungen des Meßapparates - stets in die gleiche Richtung. Die Linea visus richtet das Auge aus und stellt es für den Meßvorgang fest.
4. Beim Justieren des Gerätes wird um den Hornhautscheitel herum ein kleines frontoparalleles Flächenstück aufgesucht, das das Spaltbündel der einen Spaltlampe genau in die Aperturblende der gegenüberliegenden Partnerspaltlampe reflektiert. Damit ist der wahre Hornhautscheitel aufgefunden und kann jederzeit wiedergefunden werden. Er ist das Objekt der Scharfeinstellung bei der

Photographie und dient weiterhin als Bezugspunkt bei der Auswertung der Meßbilder.

5. Bei korrekter Einstellung des Systems schneiden sich alle vier Lichtebenen auf der Hornhaut in einem Punkte, dem Scheitel. Die Scharfstellung wird somit zusätzlich durch das Prinzip der Koinzidenz präzisiert und vereinfacht.
6. Eine Spiegel-Schirm-Anordnung 35 mm vor dem Probantenauge zweigt von jeder der vier Lichtebenen deren Enden ab und markiert sie ober- und unterhalb des zugehörigen cornealen Lichtbogens auf das Filmnegativ. In ausgezogener Form wären diese Marken die Schnittgeraden von Lichtebene und frontoparallelem Flächenstück im Scheitel S. Auf dem Film dienen sie als Bezugsgerade jeweils für ihren zugehörigen Lichtschnitt.

Einige entscheidende Verbesserungen lassen sich anführen für den Patienten (keine Bulbusbewegungen bei der Aufnahme, keine Akkommodation, kein Lidsperrer o.a., keine Manipulationen am Auge, keine Anästhetika, kürzeste Einstell- und Photographierzeiten, kein häufiges Probieren halbfertiger Haftschalen) und den Untersuchenden (kein Scharfstellen nach subjektiver Auffassung, sondern nach dem Koinzidenzprinzip, keine Auswertung der Tränenflüssigkeit, Erfassen beliebiger verzerrter oder unregelmäßiger Hornhäute oder gar Narben bis in die Peripherie hinein, gleichzeitige Aufnahme aller gewünschter Hornhautpunkte, eindeutige Zuordnung von Meßort und Meßwert).

Aus der anschließenden Fehlerdiskussion geht eine Genauigkeit von ± 1/50 mm für die Profilkurve hervor, lediglich begrenzt durch die Korngröße des Filmes. Bei der Wahl stärkerer Lichtquellen für die Spaltlampen - ein Mangel des vorliegenden Prototyps - kann ein unempfindlicherer und damit feinkörnigerer Film die Genauigkeit unter 1/100 mm bringen.
Entscheidender Vorteil ist die Möglichkeit, direkt an den einzelnen Profilkurven auf dem Papier die Passfähigkeit von Kreisbögen auszuprobieren und daraus eine Anweisung für die Haftschalenfertigung zusammenzustellen.
Anschließend werden 31 von 50 ohne Auswahl geschossene Aufnahmen von Patientenaugen ausgewertet. Ihre Mittelwertsberechnung, allerdings ohne statistische Sicherung, gestattet doch schon eine Interpretation über Form von Limbus und Hornhaut, über die Krümmung der Cornea in ihren verschiedenen Bezirken und über die Krümmungsmittelpunkte. Als Randphänomen werden die Wellenbildung der Tränenflüssigkeit beim Schließen des Auges sowie die Retraktion des Bulbus beim Fixieren erwähnt.

Sicher bleibt die Notwendigkeit, jede Haftschalenanpassung individuell durchzuführen. Der vorgeschlagene neue Weg kommt dieser Tatsache weit entgegen.

Zum Schluß müssen wir feststellen: Den Krümmungsradius einer Hornhautvorderfläche gibt es nicht. Bei einer Angabe für die gesamte Cornea handelt es sich dann stets um einen erarbeiteten Wert.

VII. Literaturverzeichnis

1. AGFA — Agfa-Repro-Mitteilungen, Hausnachrichten der Agfa-Repro-Abteilung, Heft 19, 28 und 29, 1964

2. AMSLER, M. — Über Photo-Keratoskopie, Ber. ü. d. 48. Zusammenkunft d. Dtsch. Ophth. Gesellsch., Heidelberg 1930, 202 und 360.

3. BERG, F.
   1. Bemerkungen zur Theorie der ophthalmologischen Messungen von Flächenkrümmungen, Acta Ophth., 7, Fasc.3, 225, (1929).
   2. Vergleichende Messung der Form der vorderen Hornhautvorderfläche mit Ophtalmometer und mit photographischer Methode, Acta Ophth., 7, Fasc.4, 386, (1929).
   3. Über die Einwirkung der Lider auf die Form der vorderen Hornhautfläche, Acta ophth., 8, Fasc., 1-4, 1, (1930).
   4. Hornhautastigmatismus und Bulbusform, Acta Ophth. separatum, 10, Fasc. 1-2, 212 (1932).

4. BIER, N. — Contact Lens Routine and Practice, Butterworth Scientific Publications, Second Edition, London 1957.

5. BLIX, M. — Oftalmometriska studier, Upsala Läkare förenings förhandlingar, 15, 349, (1880).

6. BONNET, R. COCHET, P. — Nouvelle methode d'ophthalmometrie topographique sa valeur theorique: ses applications cliniques, Bull. et. mem. Soc. Franc. ophth. 73, 687, (1960).

7. BRONSZTEIN, J. — La topographie corneenne et son utilisation en practique ophtalmologique; Diss. an der Mediz. Fak., Paris, 1967.

8. COCCIUS
   1. Über den Mechanismus der Akkommodation des menschlichen Auges, Leipzig, 1867.
   2. Ophthalmometrie und Spannungsmessung am kranken Auge, Leipzig, und Heilanstalt für arme Augenkranke, Leipzig, 1872.

9. CSAPODY, Dr. I. von — Abgüsse der lebenden Augapfeloberfläche für Verordnung von Kontaktgläsern, Klin. Monatsbl. f. Augenheilk. (1929), 82, 818.

10. DEKKING, H.M. — Zur Photographie der Hornhautoberfläche, Klin. Mbl. f. Augenheilk. 82, 640, (1929).

11. ERGGELET, H. — Beobachtungen an der Hornhaut (Vermessung eines Keratokonus mit dem Stereokomparator), Ber. ü. d. 43. Versamml. d. Dtsch. Ophth. Gesellsch., 106, Jena 1922.

12. ERIKSEN — Hornbindemaalinger, Aarhus 1893.

13. FISCHER, F.P. — Methoden zur Untersuchung der Hornhautoberfläche, Handb. d. biol. Arbeitsmethoden, Abt. V, Teil 6,Heft 8. Sinnesorgane: Lichtsinn und Auge, Urban & Schwarzenberg 1932.

14. GIEFER, G. — Ein neues Verfahren der Contactlinsenherstellung unter besonderer Berücksichtigung des Hornhautprofils. Der Augenoptiker, Heft 10, Düsseldorf 1966.

15. GIRARD, L.J., SAMPSON, W.G., SOPER, J.W.
1. Corneal contact lenses, The C.V. Mosby Company, St. Louis 1964.
2. Corneal Topography, The Cornea World Congress London 1965, 617.

16. GRAEWE, Dr. H. — Die physikalischen und chemischen Grundlagen der Photographie, Ferd. Dümmlers Verlag, Bonn, 1961.

17. GULLSTRAND, A. — Photographisch-ophthalmometrische und klinische Untersuchungen über die Hornhautrefraction, Kongliga Svenska Vetenskap-Akademiens Handlingar, 28, No 7, Stockholm 1896.

18. HARTINGER, H.
1. Ein neues Photo-Keratoskop, Zentralbl. f. d. ges. Ophth. 23, 388, (1930).
2. Über den Zeissischen Corneal-Reflektographen und seine Hornhautbilder, Z. ophth. Opt. 21, 5 u. 33, (1933).

19. HASNER, R. von — Über Keratoskopie, Centralbl. f. prakt. Augenheilk., 6. Jahrgang, 92, 1882.

20. HEGNER, C.A. — Refraktion, Sehschärfe, Akkommodation und Refraktionsanomalien des Auges, Handb. d. biol. Arbeitsmeth. V, Teil 6, Heft 4, 463, (1937).

21. HELMBOLD, R. — Sklero-Keratometer, Klin. Mbl. Augenheilk. 86, 510, (1931).

22. HELMHOLTZ, H. — Über die Accommodation des Auges, Archiv f. Ophth. 1, Abt. II, 1, Berlin 1855.

23. JAVAL & SCHIÖTZ — Annales d' Ocul. 86, 5 (1881) und 87, 213 (1882).

24. JAENSCH, P.A., HOLLWICH, F. — Einführung in die Augenheilkunde, 4. Auflage, Stuttgart 1964

25. KLEIN, Dr. E. — Konturenschärfe - Körnigkeit - Auflösungsvermögen, Photo-Technik und -Wissenschaft, Heft 12/1955, 553.

26. KOHLRAUSCH — Über die Messung des Radius der Vorderfläche der Hornhaut am lebenden menschlichen Auge, Okens Isis. Jg. 1840, 886.

27. LANDOLDT, E. — Landoldt's Ophthalmometer, Graefe-Saemisch, Handb. d. ges. Augenheilk. IV, 1. Abtl, 142, 167. (1904).

28. LEROY, DUBOIS — Nouvel ophthalmomètre, Arch. d. Ophth. VIII, 280 (1888).

29. LITTMANN, H. — Zum Problem der Ophthalmometrie, Süddtsch. Optikerzeitung II/53, 100.

30. MANDELL, R.B. — Contact lens practice: Basis and advanced. Charles C. Thomas, Publisher Springfield, Illinois, 1965.

31. MÜLLER, A. — Brillengläser und Hornhautlinsen, Inaug.-Diss. d. med. Fak. d. Univ. Kiel, 1889.

32. PLACIDO — Centralbl. f. prakt. Augenheilk. 6, 30, 92 und 611 (1882).

33. REYNOLDS, A.E. — Corneal topography as Found by Photoelectronic-Keratoscopy, Contacto 3, Nr. 8, 229 (1959).

34. SAUNTE, O.H. — Linsenmaalinger, Odense 1905

35. SCHLEGEL, H.J. — Ein neues Prinzip der Keratometrie. Vortrag auf der Tag. d. Gesellsch. Rhein-Mainischer Augenärzte, Frankfurt 1966.

36. SCHMALTZ, G. — Technische Oberflächenkunde, Berlin 1936.

37. UHTHOFF — Beitrag zur Keratoskopie, Klin. Mbl. f. Augenheilk. 1896, 219, 25. Vers. d. ophth. Gesellsch. zu Heidelberg, 316.

38. WESSELY — Ber. d. Dtsch. Gesellsch. Heidelberg 1927

VIII. Danksagung

Herrn Professor Dr. med. Hans-Joachim Schlegel bin ich für die Überlassung des Themas sehr verbunden. Insbesondere verdanke ich seiner Anteilnahme an der Arbeit einen Einblick dafür, wie man sich bei der Bearbeitung einer Fragestellung engagieren muß, kann und sollte.

Fräulein Barbara von Cysewski danke ich vielmals für die nachhaltige Unterstützung bei der Bearbeitung der photographischen Probleme.

IX. Lebenslauf

Am 4. August 1935 wurde ich als erster Sohn des Diplom-Ingenieur Walther Ballerstedt und seiner Ehefrau Erika in Neustrelitz (Mecklenburg) geboren.
Von 1941 bis 1946 besuchte ich die Volksschule.
Im Herbst 1946 wurde mein Vater mit seiner Familie in die UdSSR verschleppt. Dort ging ich in eine sogenannte 'Spezial-Mittelschule für deutsche Minderheiten', kam jedoch eine Woche vor der Abschlußprüfung nach Deutschland zurück. Im Juni 1952 bestand ich an der Deutsch-Russischen Schule in Berlin-Pankow die Reifeprüfung als Externer.
In Königshütte im Harz begann ich am 1. September 1952 die Forstfacharbeiterlehre und beendete sie im August 1954 mit der Gesellenprüfung.
Mit meinem Vater floh ich in die Bundesrepublik, wo ich als Brillenträger das angestrebte Studium der Forstwirtschaft nicht aufnehmen konnte. So besuchte ich ab Obersecunda die Aufbauschule in Bethel bei Bielefeld und bestand im März 1957 das Abitur.
Das Studium der Mathematik und Physik begann ich an der Universität Münster und setzte es nach vier Semestern in Tübingen fort. Im Herbst 1960 bestand ich die Zwischenprüfung, das Philosophikum.
Nach reiflicher Überlegung wechselte ich zum Medizinstudium über, legte im Frühjahr 1962 die Naturwissenschaftliche Vorprüfung und im Frühjahr 1964 die Ärztliche Vorprüfung ab.

Die klinischen Semester studierte ich an der Medizinischen Fakultät der Universität des Saarlandes in Homburg/Saar, wo ich im Februar 1968 das medizinische Staatsexamen bestand.

Die Approbation als Arzt erhielt ich am 1.1.1970. Zur Zeit befinde ich mich in der Weiterbildung zum Facharzt für Gynäkologie und Geburtshilfe.